

**Univerzita Karlova v Praze
1. lékařská fakulta**

Studijní program: Specializace ve zdravotnictví
Studijní obor: Fyzioterapie



Autor: **Lucie Krejčová**

**Využití robotických systémů pro
nácvik chůze v neurorehabilitaci**

Utilization of robotic systems for gait
training in neurorehabilitation

Bakalářská práce

Vedoucí práce: **Mgr. Eva Vítová**

Praha, 2016

PODĚKOVÁNÍ

Chtěla bych poděkovat vedoucí bakalářské práce, paní Mgr. Evě Vítové, za vedení, cenné poznámky, odborné připomínky, podněty a náměty.

Dále bych chtěla poděkovat vedení RÚ Kladruby za poskytnutí prostor a prostředků pro provedení terapie. Především pak fyzioterapeutům na rehabilitačním oddělení pracujícím s Lokomat systémem.

Lucie Krejčová

PROHLÁŠENÍ

Prohlašuji, že jsem závěrečnou práci zpracovala samostatně a že jsem řádně uvedla a citovala všechny použité prameny a literaturu. Současně prohlašuji, že práce nebyla využita k získání jiného nebo stejného titulu.

Souhlasím s trvalým uložením elektronické verze mé práce v databázi systému meziuniverzitního projektu Theses.cz za účelem soustavné kontroly podobnosti kvalifikačních prací.

V Praze dne 15. 8. 2016

Identifikační záznam:

KREJČOVÁ, Lucie. *Využití robotických systémů pro nácvik chůze v neurorehabilitaci. [anglicky]*. Praha, 2016. Stran 105, příloh 5. Bakalářská práce (Bc.). Univerzita Karlova v Praze, 1. lékařská fakulta, Klinika rehabilitačního lékařství 2016. Vedoucí závěrečné práce: Mgr. Eva Vítová

Jméno: Lucie Krejčová

Vedoucí práce: Mgr. Eva Vítová

Oponent práce:

Název bakalářské práce: Využití robotických systémů pro nácvik chůze v neurorehabilitaci.

Abstrakt

Tato práce se věnuje robotickým systémům, které jsou využívány v neurorehabilitaci k nácviku chůze. Lokomoční trénink je u řady neurologických pacientů řazen na první místo a to podněcuje vznik a vývoj nových technologií jako jsou například exoskelety. Základní otázkou této práce je, zda jsou robotické systémy chůze v rehabilitaci účinné. Práce sestává ze dvou částí, teoretické a praktické. Teoretická část je pojata jako rešerše čerpající především ze zahraničních studií a článků zaměřených na robotické systémy. Tato část nabízí přehled robotických systémů dle různých způsobů dělení a jejich stručný popis. Samostatná kapitola je pak věnována Lokomat systému. Praktická část práce obsahuje kazuistiku a výsledky dvou spinálních pacientů na systému Lokomat. Na základě informací ze zahraničních studií byla zodpovězena základní otázka práce ohledně účinnosti robotických systémů v neurorehabilitaci pro nácvik chůze. Robotické systémy v neurorehabilitaci byly shledány jako účinné.

Klíčová slova: robotické systémy, Lokomat, chůze, exoskelety

Name: Lucie Krejčová

Supervisor: Mgr. Eva Vítová

Opponent:

Title of bachelor thesis: Utilization of robotic systems for gait training in neurorehabilitation

Abstract

This work is dedicated to robotic systems, that are used in neurorehabilitation for walk training.

Locomotor training is ranked as number one by most neurological patients. Huge demand for gait encourages the creation and development of new technologies such as exoskeletons. The basic question in my work is if robotic gait systems are efficient in rehabilitation. The work is consisted from two parts, part one is theoretical and part two is practical. The theoretical part is conceived as a research benefiting mostly from foreign studies and articles which are focused on robotic systems. This part provides an overview of robotic systems according to various ways of categorizing and their brief description. The separated chapter is devoted to the Lokomat system. The question about efficacy of robotic systems in neurorehabilitation for gait training. This basic question of this work has been answered on the basis of informations from foreign studies. Robotic systems in neurorehabilitation have been found to be effective.

Key words: robotic systems, Lokomat, gait, exoskeleton

**Prohlášení zájemce o nahlédnutí
do závěrečné práce absolventa studijního programu
uskutečňovaného na 1. lékařské fakultě Univerzity Karlovy v Praze**

Byla jsem seznámena se skutečností, že si mohu pořizovat výpisy, opisy nebo kopie závěrečné práce, jsem však povinen/a s nimi nakládat jako s autorským dílem a zachovávat pravidla uvedená v předchozím odstavci.

[illegible]

OBSAH

1 Úvod	11
2 Cíl práce a výzkumné otázky	12
3 Chůze	13
3.1 Krokový cyklus	14
3.2 Biomechanika chůze	18
3.2.1 Hlezenní kloub	18
3.2.2 Kinetika a kinematika hlezenního kloubu	19
3.2.3 Kolenní kloub	19
3.2.4 Kinetika kolenního kloubu	20
3.2.5 Kyčelní kloub	20
3.2.6 Kinetika a kinematika kyčelního kloubu	21
3.2.7 Pánev	21
3.2.8 Kinematika pánve	21
4 Exoskelety	23
4.1 Ovládání	23
4.2 Dělení	23
4.2.1 Exoskelety zvyšující výkonnost	23
4.2.2 Asistivní exoskelety	24
4.2.2.1 Úplné exoskelety	24
4.2.2.1.1 Hybrid Assistive Limb (HAL)	25
4.2.2.1.2 ReWalk	26
4.2.2.1.3 Phoenix	27
4.2.2.2 Částečné exoskelety	27
4.2.3 Rehabilitační exoskelety	28
4.2.3.1 Statické exoskelety	28

4.2.3.1.1 AutoAmbulator	29
4.2.3.1.2 Pelvis Assist Manipulator (PAM)	29
4.2.3.1.3 Pneumatically Operated Gait Orthosis (POGO)	30
4.2.3.1.4 Lower Extremity Powered Exoskeleton (LOPES)	30
4.2.3.1.5 Walkbot	30
4.2.3.1.6 LokoHelp	31
4.2.3.1.7 HapticWalker	32
4.2.3.2 Mobilní zařízení	32
4.2.3.2.1 WalkTrainer	33
5 Systém Lokomat	34
5.1 Základní vybavení	35
5.2 Nastavení	38
5.3 Trénink na systému Lokomat	40
5.4 Efekt tréninku	41
5.5 Výhody a nevýhody tréninku	42
5.6 Indikace a kontraindikace Lokomat systému	43
6 Praktická část	45
6.1 Charakteristika souboru	45
6.2 Metodika práce	45
6.2.1 Kritéria pro výběr pacientů	45
6.2.2 Vyšetřovací metody	45
6.3 Kazuistiky	46
6.3.1 Kazuistika - M. L	47
6.3.2 Kazuistika - Z.P	57
6.3.3.1 Průběh terapií pacienta - M. L.	69
6.3.3.2 Průběh terapií pacienta - Z. P.	70

6.3.3.3 Výsledky pacienta - M. L.	72
6.2.3.4 Výsledky pacienta - Z. P.	74
7 Diskuze	75
8 Závěr	79
9 Seznam použitých zkratk	80
10 Seznam literatury	83
11 Přílohy	90

1 Úvod

Tématem této práce je využití robotických systémů k rehabilitaci chůze. Téma týkající se rehabilitace chůze jsem si vybrala z více důvodů. Jedním z nich je četnost pacientů docházejících na rehabilitaci chůze. Chůze je jedna ze základních schopností člověka a proto je řazena na žebříčku hodnocení kvality života na přední místo. Chůze a vertikalizace není důležitá jen z hlediska psychického a sociálního pro pacienta, ale zároveň s hlediska fyziologického. Působí pozitivně na prevenci vzniku kontraktur, minimalizuje rozvoj osteoporózy, zlepšuje kardiovaskulární a renální funkce. Z těchto důvodů patří schopnost chůze mezi hlavní fyzioterapeutické cíle u osob se sníženou mobilitou (Kelly, 2009).

Využití robotických systémů v rehabilitaci je aktuálním tématem v mnoha vědeckých časopisech. V českých podmínkách není jejich využití, z důvodu vysokých cen těchto zařízení, příliš časté. Jsou využívány různé systémy, které si můžeme rozdělit na systémy rehabilitační, asistivní a zvyšující výkon (Vítečková, 2011). Robotické systémy jsou ortézy se závěsným systémem a pohyblivým pásem. Dalším systémem jsou pohyblivé stupačky se závěsným systémem a posledním jsou samostatně chodící robotické ortézy bez závěsného systému (Kříž, 2010).

Tréninky lokomoce v závěsných systémech jsou využívány v rehabilitaci u neurologických pacientů. Tento systém terapie vychází z nabyté zkušenosti, že opakováním rytmických pohybů dochází ke stimulaci lokomočních center v míše. Pozitivní efekt lokomočního tréninku je přikládán plasticitě centrálního nervového systému (CNS). Prováděné studie potvrzují obnovu či zlepšení motorických schopností u lidí s nekompletní míšní lézí po CMP, ale také u pacientů trpících Parkinsonovou nemocí. Původní metoda manuálně asistovaného tréninku lokomoce na pohyblivém chodníku je náročná pro fyzioterapeuty, protože práce je prováděna v ergonomicky nepříznivých polohách. Proto jsou rozvíjeny a zdokonalovány různé koncepty roboticky asistované chůze. Cílem je vytvořit zařízení schopné poskytnout pacientovi pouze takovou míru pomoci, kterou bude při nácviku chůze podle závažnosti motorického postižení vyžadovat (Kříž, 2010).

2 Cíl práce a výzkumné otázky

Cílem práce bylo seznámit se s literaturou o robotických systémech využívajících se v zahraničí a Čechách u pacientů s poruchami chůze. Teoretická část práce se zabývá popisem pohybového procesu chůze podle jednotlivých autorů pro následné využití k hodnocení chůze v praktické části. Dále se pak seznámit s jednotlivými systémy exoskeletů, které byly rozděleny do kategorií a to na exoskelety zvyšující výkonnost, asistivní a rehabilitační exoskelety.

Cílem praktické části bylo zjistit, zda jsou robotické systémy účinné pro nácvik chůze v neurorehabilitaci, robotickým systémem pro praktickou část byl zvolen Lokomat systém pro jeho dostupnost. Dále pak zda dojde ke zlepšení kvality a rychlosti chůze u spinálních pacientů po absolvování terapií na Lokomat systému.

3 Chůze

Chůze je složitý proces, který je tvořen pomocí několika pohybových úkonů.

Definice chůze dle jednotlivých odborníků:

Chůze je jedním ze základních pohybových projevů člověka. Je považována za jeden z nejjednodušších způsobů, jak se přemísťovat na krátké vzdálenosti (Perry, 1992).

Cyklus chůze je definován jako časový projev mezi dvěma na sebe navazujícími událostmi, které se cyklicky opakují. Tedy je to pohybový projev lokomoce charakterizován střídavým pohybem dolních končetin (dále jen DK) (Whittle, 2007).

Chůze je základní lokomoční stereotyp charakteristický pro každého jedince. Je vybudována na fyziologicky fixních principech již v ontogenezi jedince (Kolář, 2012).

Bipedální lokomoce je závislá na dvou podmínkách:

1. Neustále působící reakční síly na chodidlo zajišťující oporu.
2. Periodický pohyb DK z jednoho místa opory k dalšímu.

Jinak řečeno, nesmí dojít k letové fázi kroku (odlepení obou DK od země) a mělo by dojít ke střídavému pohybu DK (Vaughan, 1999).

Základní faktory chůze představují rovnováhu a pohyb. Rovnováha je definována jako schopnost udržet vertikální posturu a držet stabilní postavení těla. Pohyb je rytmický krokový mechanismus ve vztahu k mechanismu chůze. Rovnováhu během opory o jednu dolní končetinu zajišťuje: laterální posun těžiště těla nad chodidlo stojné končetiny a také lokální stabilizace kyčelního kloubu zajišťující udržení relativního postavení trupu (Perry, 1992).

Chůze je pro každého jedince individuální a stejně unikátní jako otisk prstů (Cunado, 1997). Lze jí definovat pomocí kinematických faktorů. Těmi jsou například kadence a rychlost kroku, přenos těžiště, délka švihové a stojné fáze, lateralita a jiná charakterizace. Typologii chůze lze i přes tyto odchylky kategorizovat a agregovat do několika základních skupin.

Typy chůze dle V. Jandy (Kolář, 2012):

1. **Proximální (kyčelní)** – hlavní pohyb DK je vykonáván v kyčelních kloubech, při němž dochází k malému odvíjení chodidla. Hlavními svaly pro tuto funkci jsou flexory kyčelního kloubu, ty bývají často přetížené a zkrácené (Kolář, 2012)
2. **Akrální** – chůze s výrazným pohybem chodidla do plantární flexe v konečné stojné fázi kroku, s posunem těžiště do vertikálního směru. Pohyb v kyčelních kloubech je minimální. Dominantní svalovou skupinou jsou plantární flexory nohy a prstů.
3. **Peroneální** – chůze se semiflexí až flexí v kolenních kloubech, s vnitřní rotací v kyčelních kloubech a everzí nohy (Kolář, 2012).

3.1 Krokový cyklus

Dělení krokového cyklu je popisováno autory s malými odchylkami. Krokový cyklus se dělí na dvě části, stojnou a švihovou fázi (Wihttle, 2007). Také se cyklus dělí na fázi jednooporovou a dvouoporovou (Sutherland, 1988).

Švihová a stojná fáze neprobíhají stejně dlouho. Pokud vyjádříme krokový cyklus procentuálně, pak švihová fáze trvá cca 40 % krokového cyklu a stojná fáze cca 60 % krokového cyklu. Během krokového cyklu nastávají dva momenty dvouoporové fáze, která trvá 20 % krokového cyklu, na začátku a na konci stojné fáze po 10 %.

Stručný popis některých systémů a to dle Vaughana (1992), Rose a Gamble (2006) a Perryho (1992).

Fáze krokového cyklu:

Dle Vaughana (1992)

1. úder paty - “heel strike” (HS)
1. kontakt nohy - “foot flat” (FF)
2. střed stojné fáze - “midstance” (MS)
3. odvinutí paty - “heel odd” (HO)
4. odraz palce - “toe off” (TO)
5. zrychlení - “acceleration”
6. střed švihové fáze - “midswing” (MSW)

7. zpomalení - “deceleration”

Dle Rose a Gamblea (2006)

1. Počáteční kontakt
2. Stádium zatěžování - (0 - 10 %)
3. Mezistoj - (10 - 30 %)
4. Konečný stoj - (30 - 50 %)
5. Předšvih - (50 - 60 %)
6. Mezišvih- (73 - 87 %)
7. Konečný švih- (87 - 100 %)

Dle Perryho (1992)

1. počáteční kontakt - “initial contact” (IC)
2. reakce na zatížení - “loading response” (LR), 0 - 10 %
3. střed stojné fáze - “midstance” (MS), 10 - 30 %
4. konečný stoj - “terminal stance” (TS), 30 - 50 %
5. předšvihová fáze - “preswing phase” (PSW), 50 - 60 %
6. počáteční švih - “initial swing” (ISW), 60 - 70 %
7. střed švihové fáze - “midswing” (MSW), 70 - 85 %
8. konečný švih - “terminal swing” (TSW), 85 - 100 %

Podrobnější popis krokového cyklu

1. Počáteční kontakt - “initial contact”
 - první kontakt paty se zemí
 - v této chvíli je opora o obě DK - dvouoporové postavení
 - při primárním zatížení dochází k pohybu v hlezenním kloubu a pata se stává středem otáčení, noha jde z neutrálního postavení do vnitřní rotace v subtalárním kloubu (ze supinace do pronace), tento pohyb má vliv na postavení talu a tibie (Vařeka a Vařeková, 2009)
 - m. tibialis anterior je aktivní a absorbuje nárazy paty na podložku, další svaly aktivující se po kontaktu paty se zemí jsou extenzory kyčelního kloubu - m. gluteus maximus a mm. ischiocrurales (m. biceps femoris, m. semitendinosus a m. semimembranosus), ty díky koncentrické reakci provádí extenzi a kompenzují reakční síly země a produkují tzv. vnitřní extenzní moment síly v kyčelním kloubu.

Před došlapem jsou aktivovány flexory kolenního kloubu pro eliminaci hyperextenze (Whittle, 2007).

2. Reakce na zatížení - “Loading response”

- trvá okolo 10 % krokového cyklu
- nastává plný kontakt chodidla se zemí, váha je přenesena na stojnou končetinu (až 70% hmotnosti na jedné noze) a vzniká punctum fixum (zhruba v oblasti hlezenního kloubu, kolem kterého vzniká střed otáčení)
- hlezenní kloub přechází z plantární flexe do dorzální flexe. Ke zpomalení pohybu a plynulosti přispívá excentrická kontrakce m. tibialis anterior.
- kolenní kloub se stabilizuje svalovou kontrakcí extenzorů a flexorů, flexe v kolenním kloubu přetrvává až do střední stojné fáze
- následuje extenze kyčelního kloubu, která je cca 25°, m. gluteus maximus, m. biceps femoris, m. semitendinosus, m. semimembranosus se koncentricky kontrahují a akcelerují dopředný pohyb (Whittle, 2007).

3. Střední stojná fáze - “Midstance”

- trvá od 10 % do 30 % krokového cyklu
- hlezenní kloub je ve stabilizované dorzální flexi, ta je brzděna excentrickou kontrakcí m. triceps surae, váha je přenesena do oblasti metatarsů
- stabilizace pánve a kolenního kloubu je zajištěna excentrickou kontrakcí m. vastus lateralis, m. vastus medialis, m. vastus intermedius a m. gluteus maximus, následuje extenze kyčelního kloubu, ta je z 50 % zajišťována svaly - m. biceps femoris, m. semitendinosus, m. semimembranosus
- švihová DK přechází přes frontální rovinu
- aby nedošlo k inklinaci pánve, zapojují se svaly - m. gluteus medius a m. tensor fasciae latae (Whittle, 2007).

4. Konečný stoj - “Terminal stance”

- trvá od 30 % do 50 % krokového cyklu
- těžiště je posunuto před kolenní kloub stojné končetiny
- stabilizace kyčelního kloubu je zajištěna pomocí abduktorů, ty stabilizují pánev
- hlezenní kloub přechází do pozice odlepení paty od podložky, střed otáčení se posouvá na hlavičky metatarsů (Perry, 1992)

- koncentrická kontrakce svalu m. triceps surae produkuje přibližně 80% zrychlující síly nezbytné pro udržení rovnováhy a také fixaci flexe v hlezenním kloubu, která umožňuje odvinutí paty nad podložku
- dopředný pohyb trupu způsobuje extenční moment v kolenním kloubu, ten je eliminován koncentrickou kontrakcí m. triceps surae (Whittle, 2007)

5. Předšvihová fáze - “Preswing phase”

- trvá od 50 % do 60 % krokového cyklu
- moment, kdy švihová končetina přechází do fáze počátečního kontaktu “inicial contact”
- hlezení kloub přechází do maximální plantární flexe oporné nohy, kontrakcí m. triceps surae
- v kolenním kloubu se zvětšuje flexe po dosažení maximální extenze v kyčelním kloubu (10 ° až 20 °)
- působením sil, které na DK působí, je dosaženo potřebného zrychlení pro přechod do švihové fáze, pohybem horní poloviny těla a kontrakcí m. adductor longus vzniká flekční moment v kyčelním kloubu, vznik akcelerace a přechod do švihové fáze
- končí v okamžiku odlepení palce od země (začátek flexe v kolenním kloubu) (Whittle, 2007)

6. Počáteční švih - “Inicial swing”

- trvá 10 % švihové fáze, tedy od 60 % do 70 % krokového cyklu
- začíná ve chvíli odlepení nohy od země
- kontrakce m. triceps surae pomalu ustupuje a aktivuje se m. tibialis anterior
- kolenní kloub dosahuje maximální extenze, následně na to postupně přechází spolu s kyčelním kloubem do flexe, kyčelní kloub je aktivován pomocí m. rectus femoris a m. adductor longus
- udržení pánve v stabilizované horizontální rovině (bez poklesu na straně švihové nohy), pro udržení stabilizace je zapotřebí kontrakce abductorů oporné končetiny- m. gluteus medius, m. tensor fasciae latae (Velé, 2006)

7. Střed švihové fáze - “Midswing”

- trvá od 70 % do 85 % krokového cyklu

- švihová dolní končetina mívá oporovou končetinu
- hlezenní kloub přechází do dorzální flexe se supinací - neutrální postavení, které přetrvává do počátečního kontaktu s podložkou
- v kolenním kloubu je maximální úhel $60^\circ - 70^\circ$, maximální flexe je dosaženo v momentu míjení švihové dolní končetiny s oporovou končetinou, následuje extenze kolenního kloubu (Whittle, 2007)
- končí v okamžiku, kdy se tibie dostává do vertikální polohy (Perry, 1992)

8. Konečný švih - "Terminal swing"

- trvá od 85 % do 100 % krokového cyklu
- v hlezenním kloubu je udržována dorzální flexe se supinací s pomocí m. tibialis anterior
- kolenní kloub se napíná do plné extenze se stálou kontrakcí flexorů kolenního kloubu
- v kyčelním kloubu je stále držení flexe a pomalu přechází do extenze, tím začíná opět krokový cyklus od začátku (Whittle, 2007).

3.2 Biomechanika chůze

Rychlost chůze ovlivňuje dobu stojné a švihové fáze, při nižší rychlosti se prodlužuje čas stojné fáze a zkracuje čas švihové fáze (Janura, 2011).

Těžiště těla je umístěno ventrálně před druhým křížovým obratlem (S2). Během chůze se těžiště vychyluje až o 5cm a opisuje sinusoidy ve vertikální i horizontální rovině (3D sinusoida). Výkyvy těžiště jsou tím větší, čím je chůze rychlejší (Dungl, 2005). K posunu těžiště dochází dvakrát během dvojkroku a opisuje 3D sinusoidu, její amplituda závisí na délce kroku a zvyšující se s rychlostí chůze (Janura, 2011).

3.2.1 Hlezenní kloub

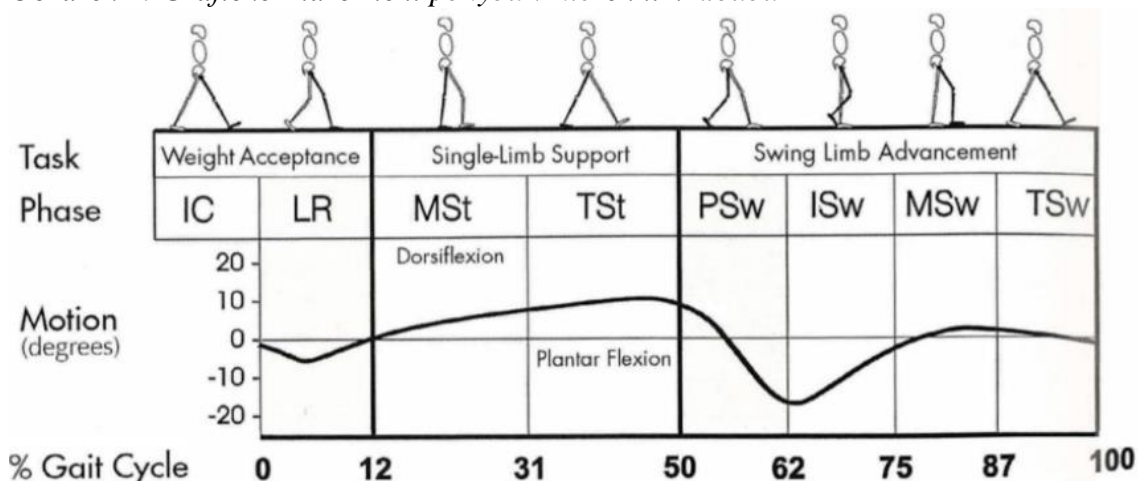
Hlezenní kloub (articulatio talocruralis) je složený distální kloub, ve kterém se spojují obě bércevé kosti (tibie a fibula), ty tvoří jamku kloubu. Kost hlezenní (talus) tvoří hlavici kloubu. Kloubní pouzdro se upíná k okrajům kloubních ploch, po stranách je pevné, zepředu a zezadu kloubu je pouzdro volné (umožnění hybnosti do plantární flexe a dorzální flexe). Pouzdro je zesíleno lig. collaterale mediale (také nazýván lig. deltoideum) a lig. collaterale laterale, oba zesilují boční strany pouzdra (Či-

hák, 2001). Je hlavním kloubem kontrolující pohyby v sagitální rovině vzhledem k noze (Valmassy, 1996).

3.2.2 Kinetika a kinematika hlezenního kloubu

Základní postavení kloubu je stoj. Ze základního postavení je možné provést plantární flexi v rozsahu 30° - 35° , dorzální flexi 20° - 25° (Čihák, 2001). Během krokového cyklu proběhne troje zhoupnutí v hlezenním kloubu (viz. obrázek 1). Při počátečním kontaktu je hlezenní kloub v dorzální flexi a ve fázi zatěžovací postupně přechází do plantární flexe. Ve střední stojné fázi přechází do plantární flexe a nakonec v předšvihové fázi přechází do dorzální flexe. Dorzální flexe ve střední stojné fázi závisí na rychlosti chůze. Čím je rychlost chůze větší, tím je menší dorzální flexe ve střední stojné fázi (Biomechanika chůze, 2016).

Obrázek 1: Grafické znázornění pohybu v hlezenním kloubu



Dostupné z:

http://ftk.upol.cz/fileadmin/user_upload/FTKkatedry/biomechanika/APBMF_Chuze.pdf

3.2.3 Kolenní kloub

Kolenní kloub je složený kloub a to z kosti stehenní (femur), holenní (tibia) a česky (patella) a s vloženými menisky mezi styčnými plochami. Kondyly kosti stehenní (vykonávají funkci hlavice) a kondyly kosti holenní (spolu s menisky tvoří jamky) tvoří styčné plochy kolenního kloubu. Spojení kosti stehenní a holenní je takřka v horizontální rovině. Dalšími kloubními plochami jsou fasety patelly. Patella je připojena k patelární ploše stehenní kosti. Kloubní plochy (kondyly) kosti stehenní neodpovídají tvaru plošek (kondylům) kosti holenní. Z tohoto důvodu jsou do kloubní štěrbiny

zasazeny menisky, které jsou v kontaktu s kloubními plochami femuru po celou dobu pohybu. Menisky jsou dva pro jeden kolenní kloub a to mediální (vnitřní) a laterální (zevní). Jsou z vazivové chrupavky a liší se tvarem. Kloubní pouzdro se upíná na okraj kloubní plochy kosti holenní a patelly a na kost stehenní se upíná dále od kloubní plochy bez úponu přes kondyly kosti stehenní. Vazy kolenního kloubu jsou tvořeny vazy kloubního pouzdra a nitrokloubními vazy. Vazy kloubního pouzdra dělíme na přední skupinu vazů a to šlachy m. quadriceps femoris, která je připojena na patellu, lig. patellae (pokračování šlachy m. quadriceps femoris) a retinakulum patellae (pruhy okolo pately). Postranní skupinu vazů, lig. collaterale tibiale, lig. collaterale fibulare a vazy ze zadní strany, lig. popliteum obliquum a lig. popliteum arcuatum. Nitrokloubní vazy jsou lig. cruciata genus (křížové vazy) a to anterior (přední) a posterior (zadní), lig. transversum genus a lig. meniscofemorale posterius a anterius (Čihák, 2001).

3.2.4 Kinetika kolenního kloubu

Základní postavení kolenního kloubu je v extenzi, tento stav se nazývá “zamčený kloub” nebo také stabilní poloha (Dylevský, 2009). Základní pohyb kolenního kloubu je flexe a následná extenze, avšak vzhledem ke stavbě kolenního kloubu se nejedná o čistý pohyb, ale o souhru pohybů kolenního kloubu a to počáteční rotací (při fixované noze se rotuje femur vůči tibií zevně, při volné noze se tibiie rotuje dovnitř) (Dylevský, 2009). Valivý pohyb do flexe (převalování kondylů femuru po meniscích a kondylech tibiae). Posun, kterým myslíme posun kondylů femuru a změnu tvaru menisků v konečné fázi flexe. Rozsahy pohybu do flexe jsou v rozmezí 130° - 160° aktivně cca 140° (vzhledem ke svalové hmotě). Extenze je do středního postavení kolenního kloubu (Čihák, 2001). Rotace kolenního kloubu je možná za současné flexe kolenního kloubu. Vnitřní rotace kolenního kloubu je 5° - 7° a zevní rotace je 21° . Největších rotací v kolenním kloubu je možné dosáhnout ve 40° - 90° flexi (Dylevský, 2009).

3.2.5 Kyčelní kloub

Kyčelní kloub je kloubem jednoduchým, kulovitým omezeným s hlubokou jamkou. Je tvořen hlavicí kosti stehenní (caput femoris), ta odpovídá 3/4 povrchu kloubu dále, pak jamkou (acetabulum) na kosti pánevní (os coxae), ta je mělká a s pomocí vazivového lemu chrupavky (labrum acetabuli) je zvětšena její plocha. Tukový polštářek (pulvinar acetabuli) vyplňuje prostor jamky kyčelního kloubu. Kloubní pouzdro

kyčelního kloubu začíná na okraji jamky kyčelního kloubu a upíná se na kost stehení v oblasti krčku. Vazy pouzdra kyčelního kloubu jsou tři a to lig. iliofemorale, lig. pubofemorale a lig. ischiofemorale, dalším vazem kyčelního kloubu je lig. capitis femoris, jedná se o štíhlý vaz jdoucí od jamky kyčelního kloubu ke středu hlavice kosti stehenní (Čihák, 2001).

3.2.6 Kinetika a kinematika kyčelního kloubu

Kyčelní kloub vykonává jak funkci hybnou a to pohyb dolní končetinou vůči pánvi, tak funkci nosnou (nese váhu trupu) a balanční (udržuje rovnováhu trupu). Ve vzpřímeném postavení jsou umožněny tyto pohyby kyčelního kloubu, flexe v rozsahu $> 120^\circ$, extenze 13° , abdukce 40° , addukce 10° , zevní rotace 15° , vnitřní rotace 35° (Čihák, 2001).

Úhel v kyčelním kloubu během pohybu se měří mezi stehenní kostí a vertikální osou. Extenze kyčelního kloubu nastává ve chvíli konečného stoje s maximální extenzí v předšvihové fázi. V ostatních fázích je držení v kolenním kloubu flexí (Dylevský, 2009).

3.2.7 Pánev

Pánevní kost (os coxae) je největší plochá kost v lidském těle. Je spojena s kostí křížovou (os sacrum) a vpředu je propojena sponou stydkou, s druhostrannou pánevní kostí tím vznikne uzavřený prostor pánve (pelvis). Kost pánevní je tvořena třemi kostmi a to kostí kyčelní (os ilium), sedací (os ischii) a stydkou (os pubis). Všechny tři kosti jsou spojeny ve tvaru Y v oblasti acetabula (jamky kyčelního kloubu). Pánevní kruh tvořený kostí pánevní a kostí křížovou tak tvoří uzavřený prostor zvaný pánevní dutina. Ta se dále popisuje jako velká pánev a malá pánev. Tvar pánve je u mužů a žen rozdílný, liší se sklonem pánevních kostí, jejich výškou, šířkou pánevní dutiny a jejím tvarem (Čihák, 2001).

3.2.8. Kinematika pánve

Při pohybu pánve sledujeme během krokového cyklu rotaci a zešíkmení pánve kolem vertikální osy. Rotace pánve závisí na rychlosti chůze, čím rychlejší chůze tím větší rotace pánve (umožňuje zrychlení chůze svým pohybem). Maximální rotace dosahujeme ve fázi konečného stoje a v předšvihové fázi, rotace je max. 10° . Dále pak sle-

dujeme náklon pánve kolem mediolaterální osy (anteverze a retroverze), pohyb pánve do 5 ° anteverze (Janura, 2011).

4 Exoskelety

Exoskelety a aktivní robotické ortézy dolních končetin umožňují širokou škálu jejich aplikace. Pomoc pacientům při nácviu lokomoce, korekci trajektorie pohybů, fyzickou podporu pro uživatele, fyzickou podporu při vykonávání běžných denních činností (Vítečková, 2011).

V minulosti byly exoskelety vyvíjeny k vojenským účelům, postupně však jejich využití bylo aplikováno i na jiná odvětví (Vítečková, 2011).

4.1 Ovládání

Řízení exoskeletů a robotických ortéz má několik možností.

1. S pomocí senzorů síly a na základě této informace je vykonán pohyb ortéz. Senzory síly jsou umístěny mezi uživatelem řídící exoskelet a konstrukcí exoskeletu. Senzory síly snímají rozdíly mezi nimi.
2. Snímáním povrchu uživatele v exoskeletu je získán EMG signál. Na základě biomechanického modulu těla a těchto signálů je vypočten zamýšlený pohyb jedince v exoskeletu.
3. Síla působící na končetiny je přenesena EMG signálem. Na základě této informace je vypočten zamýšlený pohyb jedince v exoskeletu.
4. Možné je také řízení exoskeletu pomocí ovládacích zařízení. Řízení jinou osobou nebo manuálně osobou v exoskeletu a to například pomocí klávesnice, šipek nebo joy-sticku. Tento způsob je využíván u pacientů s potřebou kontroly pohybu nebo ve chvíli, kdy pacient není schopen modul řídit (Vítečková, 2011).

4.2 Dělení

Exoskelety a aktivní ortézy dělíme na: zvyšující výkonnost, asistivní exoskelety a exoskelety rehabilitační (Vítečková, 2011).

4.2.1 Exoskelety zvyšující výkonnost

První prototyp vyzkoušel v roce 1968 Hardiman, jednalo se o aktivní exoskelet (Vítečková, 2011). V roce 2001 byl týmem vědců pod vedením H. Kazerooniho vyvíjen exoskeleton BLEEX (Berkley Lower Extremity Exoskeleton) pro zvyšování fyzické podpory pro nositele (Iyer, 2016). Tento systém byl odkoupen od vývojářů společností Berkley Bionics, která pokračovala ve vývoji a uvedla na trh ExoHiker, ExoClimber a

HULC (Human Universal Load Carrier). Tyto exoskelety byly navrženy pro vojenskou potřebu (Vítečková, 2011). Dalším z exoskeletů pro vojenskou potřebu je XOS systém vyvinutý společností Sarcos Research Corp. Exoskelet byl vyvinut ke zvýšení rychlosti, síly a vytrvalosti osoby v exoskeletu. Tento exoskelet obsahuje i roboticky řízené horní končetiny (Vítečková, 2011).

Exoskelety pro posílení dolních končetin využívané ve zdravotnictví:

Exoskelet vyvinutý týmem z Nanyang Technological University. Jedná se o exoskelet s aktivním spojením v kyčelním, kolenním a hlezenním kloubu s pohybem v sagitální rovině (Low, 2006).

WPAL (Walking Power Assist Leg) robotický systém s 6 stupni volnosti pro kloub dolní končetiny (tři pro kyčelní kloub, jeden pro kloub kolenní, hlezenní a phalany a metatarzy). Senzory síly jsou umístěny v oblasti stehna a chodidla (Vítečková, 2011).

RoboKnee je určen pro posílení kolenního kloubu. Využívá informace o úhlu v kolenním kloubu a GRF (Ground Reaction Force - reakční sílu země) (Vítečková, 2011).

4.2.2 Asistivní exoskelety

Zaměřené na vykonávání řady pohybů a to ADL (Acitivita of Daily Living) především chůzi, chůzi po schodech, sedání a vstávání. První skupinou jsou úplné exoskelety a aktivní ortézy, kdy ortézy zajišťují aktivní nebo pasivní pohyby v kloubech dolních končetin (kyčelním, kolenním a hlezenním kloubu). Druhou skupinu tvoří částečné ortézy pro jeden daný kloub. Často se jedná o robotické ortézy pro kolenní a hlezenní kloub, ale jsou také ortézy pro kyčelní kloub (Vítečková, 2011).

4.2.2.1 Úplné exoskelety

Prvním vývojem robotických ortéz se zabýval v Bělehradě od 70. let Miomir Vukobratovič. Vytvořil aktivní robotické ortézy dolních končetin umožňující řízenou flexi/extenzi kyčelního, kolenního a hlezenního kloubu a také abdukci/addukci kyčelního kloubu (Vítečková, 2011).

Ve stejné době proběhl také výzkum ve Wisconsinu, kde vědci Seireg a Grudman navrhli exoskelet umožňující chůzi vpřed, do schodů, ze schodů, s možností posa-

dit se a vstát. Aktivní spojení bylo využito pouze u kolenního a kyčelního kloubu a to pro flexi a extenzi, ostatní klouby byly fixovány nebo řízeny pomocí pružin. Tento model byl řízen pomocí manuálního navádění pacienta a na základě předprogramované trajektorie byl vykonán pohyb (Vítečková, 2011).

4.2.2.1.1 Hybrid Assistive Limb (HAL)

HAL je exoskeletický oblek vyvinutý japonskou univerzitou v Cukubě a robotickou společností Cyberdyne. HAL byl vytvořen za účelem podpory a rozšíření fyzických dovedností jeho uživatele. Zároveň také jako opora pro osoby s postižením končetin. První prototyp byl použit v roce 1997. Dnes jsou 2 základní typy HAL 3 (viz. obrázek 2) a 5. HAL 3 poskytuje oporu a hybnost dolním končetinám, zatímco HAL 5 umožňuje oporu celému tělu, jak dolním, tak horním končetinám (Cyberdyne, 2016).

Při iniciaci pohybu senzory umístěné na pokožce detekují nervové vzruchy z CNS. HAL systém daný vjem zpracuje a předá informaci do systému, který předá informaci pohonným jednotkám, které vykonají nebo podpoří daný pohyb uživatele (Cyberdyne, 2016). HAL má dva ovládací systémy, dobrovolně ovladatelný systém známý jako Cybernic Voluntary Control (CVC) a roboticky autonomní řídicí systém, známý jako Cybernic Autonomous Control (CAC), ten zajišťuje automatickou podporu pohybu (Kawamoto, 2013).

Obrázek 2: HAL



Dostupné z:

http://www.cyberdyne.jp/english/products/LowerLimb_medical.html

4.2.2.1.2 *ReWalk*

ReWalk je bionický asistenční systém chůze, který umožňuje paraplegickým pacientům stát vzpřímeně, chodit a vystoupat schody díky robotickým ortézám na dolních končetinách (viz. obrázek 3) (*Washington Post*, 2008). Robotické ortézy jsou napájeny baterií umístěnou v batohu na zádech uživatele. Dálkové ovládání je umístěno na zápěstí, které zlepšuje uživatelské pohyby. Přístroj byl navržen v Jokneámu v Izraeli, Amitem Gofferem (*Eureka Magazine*, 2012). ReWalk byl na trh uveden společností ReWalk Robotics v 2011 (*news.com.au*, 2011).

První verze ReWalku byla dostupná ve dvou typech. První typ ReWalk I byl určen především pro zdravotnická zařízení se zaměřením na výzkum nebo rehabilitaci pacientů pod dohledem odborného terapeuta nebo lékaře. Druhý typ ReWalk P byl určen pro osobní užití doma (*Eureka Magazine*, 2012). V roce 2013 byla vyvinuta verze ReWalk 2.0 s vylepšením prvku nastavitelnosti exoskeletu pro jedince a s vylepšením ovládacího softwaru (*News Medical*, 2013).

Obrázek 3: ReWalk 6.0



Dostupné z: <http://rewalk.com/>

4.2.2.1.3 Phoenix

Laboratoř KAZ-LAB s týmem postgraduálních studentů pod vedením profesora Himayoonu Kazerooniho, která již několik let pracuje na vývoji různých robotických systémů, vytvořila nový robotický exoskelet. Phoenix byl představen letos společností SuitX spolupracující s Kazerooniho laboratoří. Kazerooniho laboratoř vytvořila novou technologii, která umožňuje lehčí a hbitější exoskelet (viz. obrázek 4). Exoskelet je poháněn dvěma motory umístěnými v oblasti boků, které elektricky ovládají nastavení napětí, ty se stahují ve chvíli, kdy nositel stojí a provádí chůzi. Exoskelet je ovládán s pomocí ovládacích panelů (klávesnice) umístěných v berlích, tento pohyb si řídí pacient sám. Maximální rychlost chůze je 1,76 km/h (Iyer, 2016). Exoskelet je napájen baterií umístěnou v batohu exoskeletu, tato baterie vydrží být aktivní 4 hodiny kontinuálně a až 8 hodin přerušovaně (Phoenix, 2016).

Obrázek 4: Phoenix



Dostupné z: <http://www.suitx.com/phoenix>

4.2.2.2 Částečné exoskelety

Těmito exoskelety se myslí robotické systémy pro kolenní, hlezenní a v některých případech i kyčelní klouby. Usnadňují pohyb a nahrazují svalovou sílu v segmentech. Částečnými exoskelety se zabývali na Technické univerzitě v Berlíně a to vývojem exoskeletu pro podporu stehenních svalů během flexe a extenze v kyčelním kloubu na základě EMG signálů. Dalšími, kdo se zabývali aktivní kolenní ortézou, byli vědci z Čínské Univerzity v Hon Kongu (The Chinese University of Hong Kong). Pro snímání pohybu využívají 3 senzory pro měření úhlů (2 na chodidle a 1 na koleni). Or-

téza je naprogramována na tři fáze kroku a to švihovou, kdy ortéza umožňuje volný pohyb, dále pak fázi stojnou flexní a fázi stojnou extenzní, v těchto fázích je ortéza aktivní. Při stojné flexní fázi působí jako brzda. V případě stojné fáze extenzní je její funkcí přenos aktivního točivého momentu na dolní končetinu (Vítečková, 2011).

Kotníkové aktivní ortézy, příkladem je AAFO (Active Ankle-Foot Orthosis). Tato ortéza je vyvinutá na Yonsei University. Je určena pro osoby s oslabenými dorzálními flexory. Další kotníková ortéza byla vytvořena vědci Fanem a Jinem. Mechanismus pracuje na základě signálů z EMG senzorů zpracovaných a převedených na pohyb (Vítečková, 2011).

4.2.3 Rehabilitační exoskelety

V současných návrzích se vývoj rehabilitačních robotických zařízení zaměřuje na rozeznávání motorické schopnosti pacienta, rozeznání zamýšleného pohybu a jejich zpětnou vazbu pacientovi a terapeutovi. Zařízení by měla být naprogramována tak, aby asistence pohybu pro pacienta byla na co nejnížší úrovni, která je potřebná k vykonání pohybu. Asistovaně naváděný pohyb by měl být co nejvíce podobný fyziologickému pohybu pro daného jedince (Vítečková, 2011).

Rehabilitační exoskelety se dělí na statické a mobilní (Vítečková, 2011).

4.2.3.1 Statické exoskelety

Často využívaná robotická zařízení jsou robotické ortézy s pohyblivým pásem a závěsným systémem (BWS - Body Weight Support). Jedním z nejznámějších zařízení tohoto typu je systém Lokomat (Vítečková, 2011), ten popíši podrobněji v samostatné kapitole.

ALTACRO (Automated Locomotion Training using an Actuated Compliant Robotic Orthosis). Je multidisciplinární výzkumný projekt financovaný univerzitní výzkumnou radou Univerzity Vrije v Bruselu. Cílem projektu je vytvoření úplných robotických ortéz a to včetně asistivní asistence hlezenního kloubu. Systém s kompatibilním ovládáním mezi robotickými ortézami a pacientem, dostatečný stupeň volnosti pro funkční pohyb a bezpečnou podporou tělesné hmotnosti. Dále pak řízení pánve a zabezpečení komunikace v hardwaru v reálném čase (Lefeber, 2012). Výsledky by měly přispívat k součinnosti a rehabilitaci pacienta (Vítečková, 2011).

4.2.3.1.1 AutoAmbulator

Přístroj vyvinut v USA Gerym Westenem a společností HealthSouth. Prvně byl využit v roce 2002. AutoAmbulator je sofistikovaný běžící pás (pohyblivý pás), který pomáhá pacientům s nácvikem fyziologické chůze. Jedná se o spojení pohyblivého pásu s BWS (body weight suport) v kombinaci s robotickými rameny na dolní končetiny. BWS je závěsný systém pro zajištění vzpřímeného držení těla a tím i bezpečí pacienta. Robotická ramena jsou upevněna pomocí pásů na pacienta v oblasti stehen a kotníků. Během terapie je pacient nadlehčován s pomocí BWS a robotická ramena provádí fyziologický chůzový vzor pacientovými dolními končetinami. AutoAmbulator je ovládán pomocí počítače dotykovou obrazovkou nebo dálkovým ovladačem, terapeut může nastavovat rychlost chůze, zatížení pacienta a podporu hmotnosti pro každého pacienta individuálně. V softwaru tohoto systému je zakomponována zpětná kontrola pro zachování bezpečnosti pacienta. Přístroj se automaticky vypne při silné spasticitě dolních končetin nebo ve chvíli, kdy pacient špatně našlápne na pohyblivý pás. Výhody cvičení v AutoAmbulator jsou zlepšení stereotypu kroku, stimulace CNS (stimulace neuroplasticity), zvýšení svalové síly a zapojení všech svalových skupin, zvýšení fyzické zdatnosti a zlepšení cirkulace oběhového systému (AutoAmbulator).

4.2.3.1.2 Pelvis Assist Manipulator (PAM)

Systém pro manipulaci s pánví během nácviku chůze byl vyvinut na Univerzity of California týmem vědců. Systém je schopen manipulovat s pánví během krokového cyklu na běžícím páse. PAM (viz. obrázek 5) používá dva pneumatické subsystémy upevněné na robotických stojanech s vodorovnou konzolí. Pneumatické písty jsou upevněny na pacienta. Systém počítačem reguluje tlak v pístech a tím vede pohyby pánve (kromě anteverze/ retroverze). Při terapii si volíme, zda trajektorii pohybu nastavíme ručně nebo využijeme přednastavené moduly. Při manuálním nastavení si software zaznamenává hodnoty v pístech a následně přizpůsobuje dle aktuálního nastavení robotické nastavení (Reinkensmeyer, 2004).

Snaha o co nejdokonalější napodobení krokového cyklu s předpokladem výraznějšího funkčního zlepšení využívá systému “teach-and-replay” (Kříž, 2010).

Obrázek 5: Systému PAM.



Dostupné z: http://gram.eng.uci.edu/~bobrow/papers_files/C50.pdf

4.2.3.1.3 Pneumatically Operated Gait Orthosis (POGO)

POGO je složen z kolenních automatických ortéz ovládané pístem jako PAM (viz. výše), píсты provádí švihovou fázi kroku dolních končetin a brání hyperextenzi a podklesnutí kolenního kloubu během stojné fáze. Propojením PAM a POGO se zabývala výzkumná skupina v čele s Davidem J. Reikensmeyerem (Vítečková, 2011). Výhodou spojení těchto dvou systémů je plynulejší chůze. Nevýhodou tohoto systému je nutná korekce kroku z důvodu možné desynchronizace a interference mezi systémem a pacientem (Kříž, 2010).

4.2.3.1.4 Lower Extremity Powered Exoskeleton (LOPES)

Od roku 2001 vyvíjí tým z University of Twente robotický systém LOPES. V roce 2006 uvedli na trh první prototyp a to lehký exoskeleton s 8 stupni volnosti a to pohyb vpřed/ vzad a ze strany na stranu v pánevní oblasti, flexi/extenzi a abdukci/addukci v kyčelním kloubu a flexi/extenzi v kolenním kloubu. V roce 2010 se LOPES stal součástí projektu Midwalker. Cílem projektu bylo navržení řídicího algoritmu k umožnění LOPES se stát autonomním exoskeletem (Lopes, 2016).

4.2.3.1.5 Walkbot

Vyvinut v roce 2004 (walkbot2015.cafe24.com, 2016) v Korea Institute of Science and Technology (walterfarah.wordpress.com, 2016). Walkbot je zařízení pro nácvik chůze, které vyžaduje pro manipulaci pouze jednoho terapeuta.

Walkbot kombinuje exoskeleton s nastavitelnými ortézami dolních končetin s pohyblivým pásem. Exoskeleton s nastavitelnými ortézami dolních končetin využívá motorem poháněné kyčelní, kolenní a hlezenní klouby (walkbot2015.cafe24.com, 2016). Poskytuje relevantní klinické informace týkající se pohybu, včetně síly spasticity, svalové síly a kinetická data. Byl vyvinut pro stimulaci propriocepce, kinetického biofeedbacku a pro opakované interaktivní cvičení pro pacienta s paretickými dolními končetinami (Soo-Yeon, 2015). Walkbot má v prodeji dva prototypy a to Walkbot K určen pro pediatrické pacienty s výškou 86-148 cm, dále pak Walkbot D je pro dospělé a pediatrické pacienty (walkbot2015.cafe24.com, 2016).

4.2.3.1.6 LokoHelp

LokoHelp (viz. obrázek 6) je systém nabízený společností Woodway. Skládá se ze závěsného systému, pohyblivého pásu a samostatného elektromechanického trenážeru chůze. Chůzový trenážer je fixován k pohyblivému pásu, trenážer převádí pohyb pásu na páky, ty jsou umístěny po stranách přístroje. Na pákách jsou upevněny bércové ortézy. Dolní končetiny jsou upevněny v bérco-vých ortézách v oblasti hlezenního kloubu a v oblasti bérco-vých kostí. LokoHelp nemá fixátory a ortézy pro kolenní a kyčelní klouby. Systém provádí cyklický pohyb po elipsovité dráze a tím stimuluje krokový cyklus. Výhodou systému je snadné odstranění elektromechanického trenážeru chůze a využití samostatného pohyblivého pásu se závěsným systémem pro pacienty bez potřeby navádění pohybu (Woodway, 2015).

Obrázek 6: LokoHelp



Dostupné z: <http://www.woodway.de/medicaltreadmills/lokohelp.html>

4.2.3.1.7 HapticWalker

HapticWalker byl konstruován skupinou vědců z GT I (Kříž, 2010). Systém obsahuje dvě programovatelné stupačky, které zajišťují stálý kontakt nohy s podložkou (Schmidt, 2004). Stupačky jsou programovatelné, každá ze stupaček je ovládána dvěma elektromotory. Pohyb je veden v horizontální rovině a ve vertikální rovině, na konci pohybu je také rotační moment stupaček. Stupačky jsou vybaveny silovými senzory, ty jsou vyhodnocovány a porovnávány s nastavenou trajektorií pohybu (Schmidt, 2007).

Systém HapticWalker umožňuje trénink se simulátorem. Simulátor je schopen chůzové trajektorie s rychlostí až 5 km/h a s frekvencí kroků 120 kroků/min. Systém je schopen simulovat trajektorii chůze na rovném povrchu, na nerovném terénu a na schodech nahoru a dolů, simuluje také zakopnutí (Schmidt, 2004).

4.2.3.2 Mobilní zařízení

Rehabilitační zařízení s operačním systémem či závěsným aparátem na pohyblivém aparátu (přenosné), (Vítečková, 2011).

Prototyp zkonstruovaný na University of Salford, využívá pneumatické svaly. Exoskelet disponuje pětistupňovou volností pro každou končetinu (3 pro kyčelní kloub, 1 pro kolenní a hlezenní kloub) aktivní jsou však jen 4 (Vítečková, 2011).

Dalším prototyp vznikl ve Výzkumném technologickém centru Donostia v Nadaci Fatronik ve Španělsku. Pohyby jsou umožněny v kyčelním a kolenním kloubu a to v sagitální rovině. Využívá informace z EMG senzorů umístěných pod chodidlem a senzory pro měření úhlu a to v kyčelním, kolenním a hlezenním kloubu (Vítečková, 2011).

4.2.3.2.1 WalkTrainer

Závěsný exoskelet s ortézami dolních končetin a elektrosimulací. Ortézy mají zaintegrované senzory snímající kloubní úhly (kyčle, kolene a hlezna) a senzory integrační síly mezi pacientem a zařízením. Ortézy fungují na třístupňové volnosti v kyčli, jednostupňové v koleni a pohyb v sagitální rovině pro hlezenní kloub. Na Tokyo Denki University byly vyvinuty umělé biartikulární svaly aplikované v aktivních ortézách s pomocí mobilního závěsného systému. Bi-

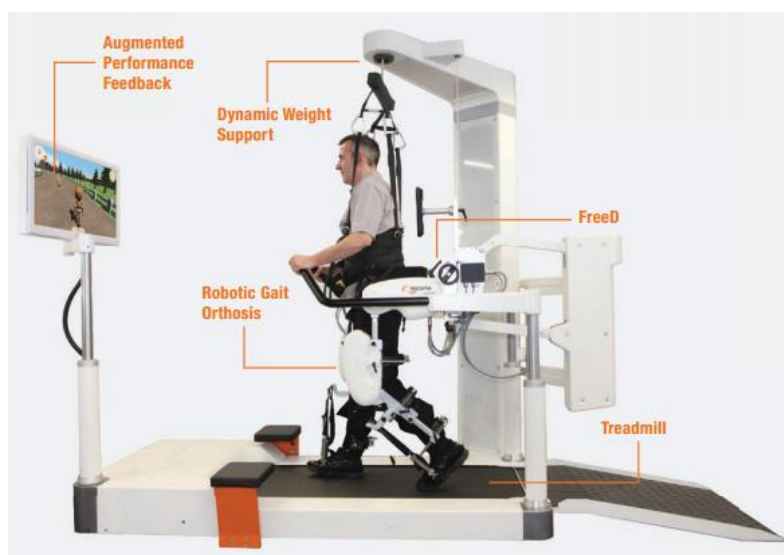
artikulační svaly jsou na dolních končetinách od kyčle po koleno a od kolene k hlezennímu kloubu (Vítečková, 2011).

5 Systém Lokomat

Lokomat systém byl zkonstruován týmem vědců v 90. letech minulého století. Jedná se o zařízení k reedukaci chůze u neurologických a ortopedických pacientů a také k naučení chůze pediatrických pacientů. Lokomat systém byl konstruován ve spolupráci s Balgrist University Hospital v Curychu. V roce 2001 byl zahájen prodej Lokomat systémů a to v Německu, Švýcarsku a USA (LocomatPRO, 2016).

V Balgrist University Hospital v Curychu byl poprvé v roce 1999 využit k tréninku chůze spinálních pacientů (Colombo, 2000). Lokomat systém byl konstruován k manuálně řízenému tréninku lokomoce. Lokomat systém (viz. obrázek 7) zajišťuje trénink v roboticky řízených ortézách pro dolní končetiny, ty poskytují funkční lokomoční terapii. Lokomat systém jsou roboticky řízené ortézy, které automatizují lokomoční terapii a zlepšují efekt tréninku na pohyblivém pásu (Treadmill). Lokomat dovoluje zpětnou kontrolu během terapií a lze podle toho upravovat individuální trénink (LocomatPRO, 2016).

Obrázek 7: Lokomat systém



Dostupné z: <https://www.hocoma.com/world/en/products/lokomat/>

Popis obrázku:

- *Treadmill* - pohyblivý pás
- *FreeD (modul)* - řízení pánve
- *Dynamic Weight Support* - dynamický systém pro odlehčení hmotnosti (také označováno jako Levi nebo BWS)
- *Augmented Performance Feedback* - interaktivní zpětná vazba
- *Robotic Gait Orthosis* - roboticky řízené ortézy

5.1 Základní vybavení

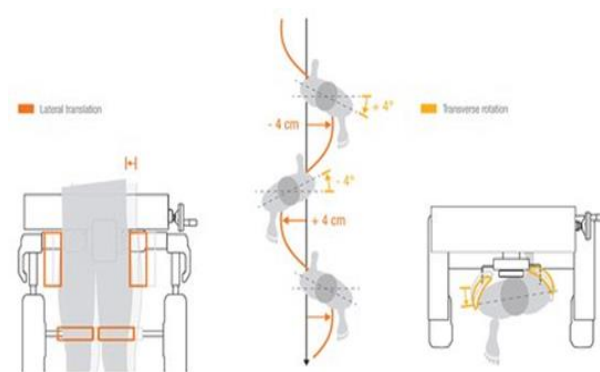
Lokomat systém má několik částí:

Vlastnosti Lokomat Pro: Lokomat Pro (Rehabilitační centrum Kladruby)

- Roboticky řízené ortézy kolenního a kyčelního kloubu (hip - boky) se čtyřmi snímači síly a se čtyřmi motory pro zvýšení síly (Locomat Pro Brochure, 2016).
- Ortézy jsou nastavitelné na délku 35 - 47 cm pro kost stehenní (měřeno od trochanter maior femuru do fossa poplitea) a na šířku 29 - 51 cm pro pánevní kost (při použití bez FreeD modulu). Další možností je využívat dětské ortézy (Pediatric Orthoses), ty jsou adaptabilní pro malé děti s délkou femuru 21 - 35 cm a se šíří pánve 17 - 28 cm (Technical Data Lokomat Pro, 2016).

- Řízení pánve je umožněno pomocí **FreeD modulu** (viz. obrázek 8), je však limitován šířkou pánve v rozmezí 29 - 40cm a není kompatibilní s dětskými ortézami. FreeD modul pasivně řídí pohyb pánve a kyčelních kloubů. Pasivní navedení do abdukce a addukce kyčelních kloubů a transversální rotace pánve a do laterálního posunu tělesné hmotnosti na stojnou DK (přes těžiště na stojnou DK), vše je synchronizováno s pohybem robotických ortéz. Jedná se o nový komponent pro systém LokomatPro.
- Udrží záznamy pro posouzení a porovnání výkonů v průběhu terapií jednotlivých pacientů (LocomatPRO, 2016).

Obrázek 8: FreeD modul



Dostupné z: <https://www.hocoma.com/world/en/products/lokomat/lokomatpro/>

Označení:

- Oranžová - Laterální posun pánve
- Žlutá - Rotace pánve

- **Feedback performance** (viz. obrázek 9) umožňuje pacientům uplatnit funkční pohyby na základě měření jejich výkonnosti a prezentovat ji v rámci cvičení pacientovi na LCD displeji. Pacienti jsou s pomocí "Feedback performance" motivováni ke zlepšení kvality pohybu a k většímu nasazení během tréninku. Během terapie je pacientovi nabídnuta interaktivní hra, kdy pacient zvyšuje své skóre (sbírání bodů, měření vzdálenosti) - Feedback performance challenge. Zvyšuje se možnost neuroplasticity CNS a opětovné naučení pohybu (Augmented Performance Feedback, 2016).

Obrázek 9: Feedback modulu



Dostupné z:

<https://www.hocoma.com/world/en/products/lokomat/lokomatpro/augmented-feedback/>

Popis obrázku:

- *Task Specific Performance Feedback* - Zraková zpětná vazba výkonu pacienta
- *Intelligent Performance Interpretation* - Sofistikovaná interpretace výkonu
- *Performance measurement* - Měření výkonu
- *Muscle Activity* - Pohyb svalů
- *Motor Command* - Příkaz k vykonání pohybu
- *Enhanced Motivation* - Zvýšení motivace

Systém pro odlehčení tělesné hmotnosti - Levi (Body weight suport - BWS)

- Systém k dynamickému odlehčení hmotnosti pacienta. Dynamickým odlehčením rozumíme odlehčení hmotnosti, kdy se pacient při částečném odlehčení hmotnosti (<100% odlehčení) může ve vertikále v určitém pohybovém rozmezí pohybovat, s pomocí Levi zůstává rozmezí téměř konstantní. Levi je také využíván pro upevnění pacienta do pohyblivých ortéz. Umožňuje zvednout pacienta z invalidního vozíku (100% odlehčení) před tréninkem a po tréninku ho opět do invalidního vozíku posadit (statické odlehčení) (Lang, 2011). Maximální hmotnost pacienta je 135 kg. Podpora těla je v rozmezí 0 až 85 kg, s možností přenastavení během terapie bez nutnosti přerušování (Technical Data Lokomat Pro, 2016).

Pohyblivý pás - Treadmill

- Treadmill lze využívat nezávisle na pohyblivých ortézách. Je dostatečně široký a s nájezdovou rampou pro možnost vyjetí na pohyblivý pás s invalidním vozíkem. Na obou stranách pohyblivého pásu jsou nezávisle nastavitelná madla a nastavitelná sedadla pro terapeutu. Maximální rychlost pohyblivého pásu je 10 km/h, s Lokomat systémem je maximální rychlost 3,2 km/h (Technical Data Lokomat Pro, 2016).

Hardware a software

- Lokocontrol - počítač s uživatelským rozhraním a LCD monitor. Software s uživatelským rozhraním s parametry- seřízení parametru chůze (flexe/extenze kyčelního a kolenního kloubu), rychlost chůze, koeficient pro nastavení délky nohy, síla k pohonu elektrických pohonů, monitorování vad a poruch. Systém zpětné vazby pro pacienta pro motivaci a pokyny. Virtuální stimulace přirozené chůze s přidanou spoluprací s pacientem (Lang, 2011).
- Lokomaster - počítač pro řízení ortéz v reálném čase. Jedná se o operační systém řídící čtyři pohony ortéz systému Lokomat (Lang, 2011).
- Systém zpětné vazby pro motivaci a pokyny - virtuální prostředí pro stimulaci přirozené chůze a větší motivaci pacienta a spolupráci s ní (Příručka pro uživatele, 2009)
- Sada fixátorů stehen a bérců s pásy na upevnění DK, pásy s pružinami pro pasivní zvednutí nohy, pomocný pás - fixuje pacienta během terapie a při zvednutí pacienta pomocí Levi (Příručka pro uživatele, 2009).

5.2 Nastavení

V průběhu terapie na Lokomat systému je nutné zajistit úhlové nastavení v jednotlivých kořenových kloubech DK (v kyčelních a kolenních kloubech), to je registrováno čtyřmi snímači polohy. Dále pak snímáme a zaznamenáváme silové parametry s pomocí čtyř snímačů síly. Informace z obou typů snímačů jsou převáděny do počítače (Lokomaster PC), ten je vybaven operačním systémem a kontrolním programem zvaným Lokomaster. Tento počítač zajišťuje kontrolu funkčnosti a průběhu Lokomat systému a zajišťuje bezpečnost provozu (Příručka pro uživatele, 2009).

Druhý osobní počítač (Lokocontrol PC), prostřednictvím něhož je řízen celý Lokomat systém, slouží jako grafické uživatelské rozhraní pro fyzioterapeuta, který dohlíží na trénink chůze pacienta. Lokomat systém je programovatelný z Lokocontrol PC přes Lokomaster PC. S jeho pomocí lze upravovat délku a frekvenci kroku, tím ovlivňovat kvalitu stojné a švihové fáze, rychlost chůzového cyklu, korekce a modifikace kinematické trajektorie kolenních a kyčelních kloubů, atd. (Lang, 2011).

Nastavení chůzového vzoru v LocomatPro systému:

Lokomat systém reprodukuje fyziologický chůzový vzor (LocomatPRO, 2016). Pohyb, který pacient opakuje během terapeutické jednotky, se skládá z:

1. **Základní (předem definovaný)** - Lokomat má ve své paměti zakomponované předem definované fyziologické pohyby simulující základní fyziologický chůzový vzor. Toto schéma je základní schéma využitelné během terapie.
2. **Hardware prostředky** - manuální nastavení robotických ortéz a jejich fixace na pacienta je velice podstatná část pro správnou fyziologickou chůzi během terapie. Nastavení správné délky systémů pro stehenní kost a bércevé kosti, fixace stehenních a bércevců do nástavců a správné osové nastavení DK.
3. **Softwarové prostředky** - ROM a Offset: Změření maximálního rozsahu pohybu (ROM) v kořenových kloubech DK. Offset je úhel (ROM) možný k využití při flexi a extenzi při chůzi (při pohybu dopředu provádí kyčelní kloub flexi, ve chvíli, kdy je stojná DK v maximální extenzi, není možná maximální flexe a pohyb dopředu), u kolenního kloubu může být využíván k regulaci hyperextenze. Tato funkce ovlivňuje akt, kdy proběhne počáteční kontakt s podložkou a kdy se palec odrazí od země. Lokomat software umožňuje nastavení rozsahu pohybu ve smyslu flexe a extenze (čím rychleji jdeme tím je krok delší - kyčelní kloub, při malé flexi kolenního kloubu není možné provést švihovou fázi kroku) (Technical Data Lokomat Pro, 2016).

Parametry:

Rychlost

Lokomat je přednastaven k výchozí rychlosti 1,5 km/h, tuto rychlost je možné upravit v rozmezí od 0,5 do 3,2 km/h. Nastavení rychlosti využíváme v následujících případech, kdy chceme dosáhnout dostatečné aference pro zvýšení neuroplasticity, když chceme chůzi "zautomatizovat" a při nefyziologickém stereotypu chůze při nižší rychlosti. Nižších rychlostí využíváme při první terapii pro lepší souhru pacienta s robotic-

kými ortézami, při nácviku specifických pohybů, při vědomém zapojování svalů a je také využívána u spasticity (LocomatPRO, 2016).

Synchronizace

Synchronizace pohybu robotických ortéz s pohyblivým pásem vychází z individuálního nastavení délky kroku pacienta. Synchronizuje frekvenci kroku s rychlostí běžícího pásu. Z toho vyplývá, že osoby s kratšími DK bude mít vyšší frekvenci kroku při stejné rychlosti jako osoby s delšími DK (LocomatPRO, 2016).

Síla vedení (síla navádění pohybu) - guidance force

Guidance force (GF) určuje, do jaké míry jsou pohyby pacienta vedeny robotickými ortézami při chůzi. Se 100 % podporou je možný i izokinetický pohyb a tím i pasivní pohyby. Se snižující se naváděcí silou pohybu je zapotřebí aktivního zapojení pacienta k udržení chůzového vzoru (Technical Data Locomat Pro, 2016).

Systém pro odlehčení tělesné hmotnosti - Body weight suport (BWS)

Systém opory tělesné hmotnosti poskytuje podporu statické a dynamické hmotnosti. BWS zajišťuje podporu tělesné hmotnosti pacienta a tím snižuje zatížení DK vahou těla. Kromě toho podpora může být poskytována prostřednictvím pacienta nebo prostřednictvím ortéz (Locomat Pro Brochure, 2016).

5.3 Trénink na systému Lokomat

Před první terapií v Lokomat systému musíme zajistit individuální nastavení. Před nastavením robotických ortéz zaměříme obvody a délky DK a obvod pasu. Individuální nastavení ortéz pro jednotlivé pacienty lze nastavit na monitoru a dokumentovat v kartě pacienta. Ortézy se upínají jednotlivě na DK pacienta pomocí tří párů manžet. Pro správné nastavení nohy do horizontální roviny se upíná na obuv pacienta třmen s pružinami. Pro upevnění pacienta je potřeba jej nadzvednout od země pomocí systému Levi, to je umožněno pásem kolem hrudníku a pasu s tříselnými popruhy (Husemann, 2007).

Cyklický pohyb DK navozený Lokomatem by se měl co nejvíce blížit vzoru fyziologické bipedální lokomoce, s cílem generovat optimální aferentní vstup do CNS. Trénink chůze může probíhat pasivní formou, kdy je úkolem pacienta uvědomit si lokomoční stereotyp a jeho kvalitu, nebo se může jednat o trénink aktivní či odporovaný,

popřípadě asymetrický se zacílením na konkrétní problém. Je možné nastavit pro levou a pravou DK individuálně různé rozsahy pohybu v kyčelním a kolenním kloubu. Snížením vodící síly umožníme pacientovi, aby se pohyboval volněji, to znamená, aby se odchýlil od zadaného modelu chůze. Pacient musí kráčet aktivněji (Kříž, 2010).

Ve chvíli, kdy robotické ortézy Lokomat systému provádí pohyb DK se 100 % účastí, zobrazí se na LCD monitor křivky síly pro fázi švihovou (žlutá) a fázi stojnou (červená) na nulové linii (bílá). V případě, že ortézy během terapie překonávají sílu pacienta, a tím podporují pohyb pacienta, jsou křivky síly pod nulovou linií. Pokud však je pacient během terapie aktivní a pohony pacienta během terapie udržují v předem nastaveném modelu chůze, jsou křivky síly nad nulovou linií (Bolliger, 2008). Diagramy s křivkami síly je možné pacientovi ukázat na LCD monitoru a to jednotlivě pro dané klouby, ale také pro všechny čtyři klouby poháněné robotickými ortézami. Feedback performance by měl být využíván k motivaci a ke stanovení cílů během terapií. Ve chvíli, kdy je pacient schopen pozitivně ovlivňovat Feedback performance, je vhodné snížit sílu navádění robotických ortéz nebo snížení BWS (Locomat Pro Brochure, 2016).

5.4 Efekt tréninku

Pro stimulaci lokomočních center v CNS je zásadní optimální množství aferentních vzruchů. Toho je dosaženo, pokud je DK pohybováno v opakovaném rytmickém fyziologickém vzoru. Senzorické vjemy, ke kterým dochází v průběhu pasivních pohybů, vedou k aktivaci svalů končetin, které nejsou pod volní kontrolou (Kříž, 2010).

Některé studie prokazují, že trénink v Lokomat systému je efektivní způsob, jak zlepšit parametry související s obnovou chůze (rychlost, vzdálenost a krokové dovednosti) a přispět ke zlepšení koordinace pohybu končetin, svalové síly, zvýšení energetického výdeje (Behrman, 2000; Field- Fote, 2005; Westlake, 2009; Hornby, 2009). Tento způsob tréninku má také vliv na stupeň nezávislosti, kvalitu života, neurologické změny, jako je elektromyografická aktivita svalů a funkci kortikospinálního traktu (Kříž, 2010).

Existují kontroverzní názory ohledně účinků nácviku chůze v Lokomatu ve srovnání s konvenčními postupy. Je možné předpokládat, že nácvik chůze v Lokomatu může způsobit nedostatek obnovení motoriky díky robotickému navádění pohybu a zpětné vazbě proprioreceptů na DK (Soo-Yeon, 2015).

Podle nedávné experimentální studie byl roboticky asistovaný nácvik chůze více efektivní v dosahování obnovy motorických funkcí v porovnání s konvenčními metodami (Marchal-Crespo, 2013).

Celkem vzato, výsledky studie předpokládají, že obnova může být maximálně efektivní při kombinaci robotického systému s konvenčními metodami u pacientů s hemiparetickým postižením (Soo-Yeon, 2015).

Studie zabývající se vlivem využití Lokomat systému u pacientů s chronickou hemiplegií (po ischemické nebo hemoragické cévní mozkové příhodě) s minimální dobou trvání 12 měsíců. V rámci studie se prokázalo u skupiny pacientů absolvujících intenzivní trénink na Lokomat systému (10 terapií po 30 minut/den během 14 dní) významné zlepšení na Time Up and Go Testu, 10ti metrovém testu a u Walking Speed testu, na rozdíl od pacientů absolvujících běžnou terapii pro pacienty s hemiplegií. Lokomat nabízí možnosti nácviku chůze u chronických hemiplegických pacientů na vyšší úrovni intenzity (Parker, 2014).

Dle studie zabývající se efektem Lokomatu na jediné pacientce s Parkinsonovou nemocí je patrné, že u pacientky bylo dosaženo zlepšení v několika ohledech a to v rychlosti chůze, délky švihové fáze, plynulosti kroku a zrychlení otočky o 180 °. Dále pak bylo dosaženo zlepšení v “Unified Parkinson’s Disease Rating Scale” a to v bodech rigidity, bradykineze, hypokineze a zamrznutí (freezing) (Ustinova, 2011).

Chůze v Lokomat robotických ortézách bez navádění pohybu upravuje časovou regulaci kroku a neuromuskulární ovládání chůze, ačkoliv přirozenost a razantnost těchto efektů závisí na komplexnosti interakcí s rychlostí chůze a váhovou oporou. Pokud normativní neuromuskulární ovládání chůze je cílené během tréninku, je doporučováno vyhnout se velmi nízké rychlosti a vysoké úrovni odlehčení (Van Kammen, 2014).

5.5 Výhody a nevýhody tréninku

Jednou z hlavních výhod Lokomat systému je kontrola parametrů stereotypu chůze. Cvičení v Lokomat systému je snadné provádět pravidelně, s odlehčením hmotnosti, ale také bez odlehčení, s aktivním zapojením pacienta, ale také pasivně. Odlehče -

ní hmotnosti (BWS) je možné nastavit symetricky nebo asymetricky dle nastavení ostatních komponentů (Spáčilová, 2006).

Nevýhodami Lokomat systému jsou pomocný pás s popruhy v oblasti třísel působící diskomfort, dále pak riziko ortostatických kolapsů pacienta upevněného v závěsném systému. U modelů bez FreeD modulu jsou značné nedostatky v robotické chůzi, která nesplňuje parametry fyziologické chůze (neumožňuje rotační pohyby pánve, pohyb těžiště nad stojnou DK a tím dostatečný pohyb v kloubech ve všech rovinách), (Kříž, 2010). Robotické ortézy nezahrnují hlezenní kloub, ten není roboticky naváděn a tím není dosaženo dokonalého chůzového stereotypu (Soo- Yeon, 2015).

5.6 Indikace a kontraindikace Lokomat systému

Systém Lokomat je určen k podpoře tréninku na pohyblivém pásu, který je součástí terapie nechodících pacientů, jejichž potíže jsou způsobeny neurogenními, svalovými nebo kostními problémy (Příručka pro uživatele, 2009).

Indikace k systému Lokomat je stanovena vždy ošetřujícím lékařem.

Indikace systému Lokomat k diagnózám:

- Roztroušená skleróza
- Hemiplegie
- Paraplegie
- Trauma CNS
- Mozková obrna
- Parkinsonova choroba
- Degenerativní onemocnění kloubů dolních končetin
- Svalová atrofie
- Svalová slabost způsobená nepohyblivostí
- Endoprotéza (kyčelní, kolenní)
- Poškození periferních nervů DK

Kontraindikace pro využívání systému Lokomat:

- Tělesná hmotnost vyšší než 135 kg
- Výška pacienta maximálně 200 cm
- Ortézu nelze zcela přizpůsobit dolním končetinám
- Výrazné fixované kontraktury

- Kostní nestabilita (těžká osteoporóza, nekonsolidované fraktury, nestabilní páteř)
- Velké disproporce v růstu nohou a páteře
- Poškození struktury kůže v oblasti dolních končetin a trupu
- Srdeční kontraindikace
- Pacienti s (trvalými) infuzemi
- Kognitivní problémy
- Přístrojová ventilace
- Cévní onemocnění dolních končetin
- Artrodéze kyčlí, kolenního nebo hlezenního kloubu
- Pacienti ve stavu ohrožujícím život
- Pacienti s předepsaným klidem na lůžku

(LocomatPro, 2016)

6 Praktická část

6.1 Charakteristika souboru

Výzkumný soubor tvořili dva pacienti. Původní předpoklad šesti pacientů nemohl být z objektivních příčin dodržen.

6.2 Metodika práce

Praktická část práce byla provedena v Rehabilitačním ústavu Kladruby v období 1. 2. 2016 - 13. 4. 2016 na 2 pacientech. Pacienti absolvovali 12 plánovaných terapií na Lokomatu. Během terapie na systému Lokomat pacienti stále docházeli na běžnou terapii stanovenou lékařem.

6.2.1 Kritéria pro výběr pacientů

Pro terapii v Lokomatu, na kterém provádím praktickou část této práce, byli vybráni dva pacienti s postižením páteře. Kritéria k indikaci:

- porucha chůze s možností reverzibility
- pacienti spinálního oddělení s nálezem starým více jak 2 měsíce a méně jak 12 měsíců
- fyziologická chůze před nálezem
- věk mezi 18 a 70 lety
- zachované kognitivní funkce pacienta
- indikace lékařem

Pro práci byli vybráni dva pacienti splňující kritéria možné reverzibility chůze a indikace lékařem.

Pacienti byli ústně i písemně informováni o rozsahu terapie a vyšetření. Byli informováni o možnosti využití fotodokumentace a videozáznamu průběhu terapie či vyšetření. Na základě informací svůj souhlas stvrdili podpisem informovaného souhlasu (příloha 1).

6.2.2 Vyšetřovací metody

Na začátku soustavy terapií byl u pacientů proveden vstupní kineziologický rozbor, dále byly provedeny chůzové testy 10 - Meter Walk Test, 2 Minute Walk Test a Time Up and Go Test. Byla také využita diagnostika pohybu s videozáznamem pacienta při chůzi.

K hodnocení byl využit desetimetrový test chůze (10 - Meter Walk Test). Tento test hodnotí čas chůze na desetimetrovou vzdálenost. Vzdálenost byla označena s pomocí čar a to 10 metrová vzdálenost pro zahájení a ukončení pohybu byli vymezeny 2 metry na začátku a na konci měřené vzdálenosti, tím se vyloučil akcelerační a decele- rační vliv na rychlost chůze.

Dalším testem využitým při vyšetření byl 2 minutový test chůze (2 Minute Walk Test). Při tomto testu je měřena celková vzdálenost, kterou je pacient schopen ujít za 2 minuty. Pacient jde tempem běžné chůze, na chodbě s vyznačenými metry, po 50 metrech se otáčí (Kolář, 2012).

Time Up and Go Test (TUG) je test mobility pacienta. Hodnotí schopnost po- stavit se z klasické židle s područkami (sedadlo 46 cm vysoko nad zemí, 67 cm područ- ky nad zemí), chůzi na 3 metry (9,8 stop), otočení o 180°, chůze zpět k židli, otočka o 180° a sednutí zpět na židli. Měří se rychlost provedení testu v sekundách (Ko- lář, 2012).

Při závěrečném vyšetření byl proveden výstupní kineziologický rozbor s použitím stejných standardizovaných testů provedených stejným způsobem jako při prvním vyšetření.

6.3 Kazuistiky

Po vstupním vyšetření pacienti absolvovali terapii na Lokomatu a běžný reha- bilitační režim. Lokomat byl prováděn 3x týdně celkem 12 terapií po 30 minutách chůze v robotických ortézách. Trénink chůze v Lokomat systému byl přizpůsoben aktuálnímu stavu pacienta (kondice, úrovně tolerance tělesné zátěže, kontroly a korekce pohybu a reakce nervosvalového aparátu). Terapie byly řízeny a korigovány zkušenými fyziote- rapeuty vyškolenými k práci s Lokomat systémem.

Vzdálenost ušlá během terapie je ovlivněna nastavenou rychlostí chůze v rozme- zi 1,9 až 3 km/h (LocomatPRO,2016).

Úrovně váhové podpory se mění v intervalu od 0 % do 100 % tělesné hmotnosti pacienta, nastavení podpory bylo řízeno tak, že při minimální váhové podpoře dochází k maximálnímu zatížení končetin pacienta za podmínky udržení kvalitního stereotypu chůze. Pacienti byli během terapie vyzýváni k aktivitě a to k napodobení asistivního krokového vzoru vytvořeného softwarem (Lokocontrol). S pomocí Feedback perfor- mance jsou pacienti informováni a motivováni o jejich aktivitě na LCD monitoru s po-

mocí křivek síly pro fázi švihovou (žlutá), fázi stojnou (červená) a nulové linie (bílá). Stejně grafy je možné zobrazit i na LCD monitoru pro terapeuta (v našem případě fyzioterapeuta). Ve chvíli, kdy byl pacient schopen ovládat chůzi v ortézách, bylo využito k motivaci během terapie Feedback performance challenge - interaktivní hry (hocomma.com, 2016).

6.3.1 Kazuistika - M. L.

Jméno: M. L.

Datum narození: 28. 7. 1947

Pohlaví: muž

Diagnóza:

Paraparéza dolních končetin, akcentovaná vpravo, stav po dekompresi L2 - 5 zprava v terénu stenózy páteřního kanálu pro syndrom kaudy 18. 11. 2015 NCH MNÚL

Chronická obstrukce plic (CHOPN)

Esenciální hypertenze

OA:

chronická obstrukce plic (CHOPN), refluxní esophagitis

Operace: stp. ileu, hemmorhoidy

NO:

28. 11. 2015 Pacient při chůzi po chodníku z mírného kopce náhle zacítil bolest v zádech a upadl. Byla mu zavolána záchranná služba, která pacienta odvezla do Nemocnice Chomutov. Zde byla zjištěna dekomprese L2 - 5 pro syndrom kaudy při stenóze páteřního kanálu. Pacient utrpěl paraparézu DK s akcentací na pravou stranu. 30. 11. 2015 byl pacient přeložen na neurologické oddělení k postupné stabilizaci pacienta a vertikalizaci. 19. 1. 2016 převezen do RÚ Kladruby k rehabilitaci paretických dolních končetin.

Hospitalizace: Nemocnice Chomutov (NCH), RÚ Kladruby)

Pomůcky:

invalidní vozík, pro krátké vzdálenosti 2FH, madla na WC, stolička do sprchy, nastavitelné lůžko

AA:

neguje

abusus:

alkohol 1x/týden

FA:

Clexane 0,4ml s. c. 1 - 0 - 0 - 0 - 0, Prenessa 4mg tbl. 1 - 0 - 0 - 0, Nopaza 40mg tbl. 0 - 0 - 1 - 0, Apo-Gab 300mg tbl. 1 - 0 - 1 - 0, Lactulosa sir. 1 - 0 - 1 - 0, Stilnox tbl. 0 - 0 - 1 - 0, Novalgin tbl. při bolesti

SA:

důchodce, bydlí sám v bytě, v 1. patře bez výtahu, v blízkosti bydlí syn, pracoval na statku jako krmič skotu.

Vstupní vyšetření

Status praesens

Subjektivní:

Dne 10. 3. 2016 pacient neudává aktuálně bolest, ale po terapii v závěsném systému Lokomat a následném dosednutí na invalidní vozík udává pacient tupou bolest v oblasti TH/L (VAS 4), při pohybu nad 100° flexe a abdukce v P ramenním kloubu udává mírnou bolest bez propagace (VAS 2). Pacienta nejvíce trápí slabost DK a tím způsobenou imobilitu. Chůzi by rád vylepšil co nejrychleji. Dále pak pacienta trápí nespavost.

Objektivní:

Výška: 173 cm; váha: 85 kg; BMI: 28,4; TK: 130/70 mmHg

Spolupráce: spolupracující, orientovaný místem, osobou, časem.

Kardiopulmonálně kompenzován, bez cyanózy, bez ikteru, bez otoků.

Hlava: mozkové nervy intaktní

Hrudní oblast: dýchání sklípkové

Břišní oblast: jizva po laparoskopii (střední)

Horní končetiny: tonus v normě, jemná motorika v normě, reflexy symetrické, taxy přesné, pyramidové jevy a zánikové jevy nevybaveny (Justerův jev, Mingazziniho příznak, Dufourův příznak), proprioceptivní reflexy neporušeny (bicepsový, styloradiální, tricepsový, flexorů ruky).

Dolní končetiny: pyramidové jevy a zánikové jevy nevybaveny (Babinského, Rossolimův, Mingazzini), proprioceptivní reflexy neporušeny (patellární, Achilovy šlachy) distálních segmentů narušena

Čítí: bilaterálně symetrické, taktilní čítí HK neporušeno, DK hypestézie, termické čítí HK neporušeno, DK parestezie plosek, propriocepce v kořenových kloubech HK a DK neporušena, propriocepce malých kloubů nohy s patologickým nálezem.

ADL: schopen se obléknout bez pomůcek, zvládá přesuny lůžko-vozik, vozík-lůžko, zvládá přesun na WC s jednou područkou bez dopomoci jiné osoby, pohyb na invalidním vozíku bez problému, chůze o 2FH nestabilní

Dominance HK - pravák

Dominance DK - pravá

Dominance oko - pravé

Předchozí rehabilitace:

NCH neurologické oddělení (30. 11. 2015 - 19. 1. 2016)

Fyzioterapie: vertikalizace, pasivní pohyby, senzomotorika, stoj

Přístrojová terapie: motomed, stojan

RÚ Kladruhy (19. 1. 2016)

Fyzioterapie: mobilizace 1/5 (počet/týden), měkké techniky 4/6, kondiční cvičení 5/6, Vojtova metoda 3/4, cvičení v Red core systému 2/3, Lokomat systém 3/4

Vyšetření:

Aspekce:

zezadu:

C4 posun anteriorně, zvětšená Th kyfóza, v oblasti L páteře jizva 7 cm světlá, pravá gluteální rýha výš, kolenní klouby ve varózním postavení, Achilovy šlachy symetrické.

zepředu:

Obličej symetrický, Hk symetricky postavené, pupek ujíždí do leva, jizva v oblasti pupku, kolenní klouby ve varózním postavení.

z boku:

C4 posun anteriorně, hlava v lehkém předsunu, ramenní klouby v protrakci, zvětšená Th kyfóza.

Dynamické vyšetření:

Funkční svalový test: (příloha 2)

Antropometrie

Sinistra	Délka DK	Dextra
102	umbilikální	102
93	funkční	94
86	anatomická	85

Antropometrie

Sinistra	Obvody DK	Dextra
45	stehna	43
41,5	nad kolenním kloubem	40
40	kolena přes patelu	40
36	lýtka	37
24	přes hlavice metatarsů	24

Vyšetření zkrácených svalů dle Jandy:

- m. pectoralis major - bil.
- m. sternocleidomastoideus - sin.
- m. semitendinosus, m. semimembranosus, m. biceps femoris - bil.

Vyšetření stoje:

Pacient je schopný stoje bez opory o široké bázi, lehce vrávoravý. Stoj s 2 FH je stabilní, elevace lopatek, semiflekční držení v kyčelních kloubech a varózní postavení v kolenních kloubech.

Romberg I. - uspokojivý, II. - neuspokojivý, III. - nedostatečný

Test na dvou vahách: 42/43 kg

Palpace:

Horní končetiny: bolestivost v oblasti zadního deltového svalu a akromionu

Páteř: anteriorní posun C4, páteř v oblasti L páteře posunlivá a protažitelná ve všech směrech

Pánev: SIAS hmatné, v rovině, SIPS - pravá výš jak levá, cristy v rovině

Plosky nohou: parestézie

Vyšetření reflexních změn:

Kůže a podkoží: kožní řasa nevýrazná v oblasti Th10 - L5

Fascie: zádová přisedlá

Svaly: TrP: m. trapezius, m. levator scapulae, m. pectoralis maior, m. deltoideus, m. triceps surae

Goniometrické vyšetření:

AROM	PROM	Ramenní kloub	AROM	PROM
sinistra	sinistra		dextra	dextra
10. 3. 2016	10. 3. 2016		10. 3. 2016	10. 3. 2016
5 - 0 - 130	5 - 0 - 130	S	5 - 0 - 135	5 - 0 - 150
0 - 0 - 125	0 - 0 - 160	F	0 - 0 - 120	0 - 0 - 155
10 - 0 - 90	10 - 0 - 100	T	5 - 0 - 90	5 - 0 - 100
20 - 0 - 25	25 - 0 - 25	R	20 - 0 - 25	30 - 0 - 25
		Loketní kloub		
0 - 5 - 110	0 - 0 - 110	S	0 - 0 - 110	0 - 0 - 110
		Předloktí		
20 - 0 - 25	20 - 0 - 25	T	20 - 0 - 30	20 - 0 - 25
		Zápěstí		
20 - 0 - 30	25 - 0 - 30	S	20 - 0 - 30	25 - 0 - 35

Goniometrické vyšetření:

AROM sinistra 10. 3. 2016	PROM sinistra 10. 3. 2016	Kyčelní kloub	AROM dextra 10. 3. 2016	PROM dextra 10. 3. 2016
0 - 0 - 100	5 - 0 - 135	S	0 - 0 - 95	0 - 0 - 140
0 - 0 - 0	35 - 0 - 15	F	0 - 0 - 0	40 - 0 - 10
5 - 0 - 5	30 - 0 - 30	R	5 - 0 - 5	20 - 0 - 30
		Kolenní kloub		
0 - 0 - 70	0 - 0 - 110	F	0-0-80	0-0-115
		Hlezenní kloub		
0 - 0 - 0	5 - 0 - 20	S	0 - 0 - 0	5 - 0 - 20
0 - 0 - 0	5 - 0 - 5	R	0 - 0 - 0	5 - 0 - 5

0

Vyšetření chůze:

10. 3. 2016 - chůze o 2 FH, s maximální výdrží 2 minuty. Pacient se z invalidního vozíku vertikalizuje s pomocí 2 FH přes natažené HK před pacientem (následná korekce, s oporou o bočnice invalidního vozíku s přidržením FH), stoj je stabilní bez vertiga. Chůze o 2FH, dvoudobá, v semiflekčním držení v kyčelních kloubech kompenzováno náklonem dopředu. Krokový cyklus dolních končetin:

Počáteční kontakt PDK na střed nohy (cca 5 cm od okraje paty), náklon trupu vřed, bez rotační složky pánve, zatěžovací reakce bez zhoupnutí v hlezenním kloubu a se stálou semiflexí v kolenním kloubu. Ve střední stojné fázi PDK pacient není schopen provést napřímení a kompletní zatížení DK. Ve fázi konečného stojné fáze pacient přenesse váhu na přední část nohy, bez odrazu v hlezenním kloubu, kyčelní kloub přechází do flexe, bez rotace pánve. Švihová fáze kroku s maximální extenzí kolenního kloubu (předhození), supinační postavení v hlezenním kloubu. Švihová fáze kroku je zkrácená.

Počáteční kontakt LDK v supinačním postavení v hlezenním kloubu, s extenzí kolene přetrvávající do konečné stojné fáze s občasným podklesnutím. Střední stojná fáze

s extenzí kolenního kloubu, semiflekční držení v kyčelním kloubu. V konečném postoji udržuje pacient stále supinační postavení v hlezenním kloubu bez zatížení palce. Přenos váhy nad plosku nohy ve chvíli, kdy PDK přechází do stojné fáze je laterální posun pánve pravostranně. Švihová fáze kroku s extenzí kolenního kloubu a flexí v kyčelním kloubu, fáze kroku zkrácená.

Testy chůze: 10. 3. 2016

TUG test: 38 s

2 minutový test: 60 m

10 metrový test: 16,8 s

Závěr: 10. 3. 2016

Pacient s paraparézou DK s akcentací vpravo, stav po dekompresi L2 - 5. HK se svalovou silou v normě, snížená svalová síla DK. Spasticita nevybavena, pyramidové jevy nevybaveny jak na HK i DK, taxie horních končetin přesná, propriorecepce distálních kloubů DK porušena. Svalové zkrácení (m. pectoralis major - bil., m. sternocleidomastoideus - sin., m. semitendinosus, m. semimembranosus, m. biceps femoris- bil.). Pasivní rozsah s lehkým omezením v kořenových kloubech. Stoj a chůze možná o 2FH (dvoudobá), je možný stoj o široké bázi bez opory. Romberg I. - uspokojivý, II. - neuspokojivý, III. - nedostatečný.

Subjektivní problémy pacienta jsou nedostatečná schopnost samostatné chůze, bolestivost pravého ramenního kloubu při pohybu nad 100° flexe a abdukce.

Závěrečné vyšetření

Status praesens:

Subjektivní:

Dne 13. 4. 2016 pacient neudává aktuálně bolest. Pacient by se rád stále zlepšoval v chůzi do schodů a ze schodů a zvýšil svalovou sílu DK.

Objektivní:

Výška: 173 cm; váha: 85 kg; BMI: 28,4

Spolupráce: spolupracující, orientovaný místem, osobou, časem.

Kardiopulmonálně kompenzován, bez cyanózy, bez ikteru, bez otoků.

Hlava: mozkové nervy intaktní

Hrudní oblast: dýchání sklípkové

Břišní oblast: jizva po laparoskopii (střední)

Horní končetiny: tonus v normě, jemná motorika v normě, reflexy symetrické, taxie přesná, pyramidové jevy a zánikové jevy nevybaveny (Justerův jev, Mingazziniho pří-

znak, Dufourův příznak), proprioceptivní reflexy neporušeny (bicepsový, styloradiální, tricepsový, flexorů ruky).

DK: pyramidové jevy a zánikové jevy nevybaveny (Babinského, Rossolimův, Mingazini), proprioceptivní reflexy neporušeny (patellární, Achilovy šlachy) distálních segmentů narušena

Čítí: bilaterálně symetrické, taktilní čítí HK neporušeno, DK hypestézie, termické čítí HK neporušeno, DK parestzie plosek, propriocepce v kořenových kloubech HK a DK neporušena, propriocepce malých kloubů nohy s patologickým nálezem.

ADL: schopen se obléknout bez pomůcek, zvládá přesuny lůžko-vozik, vozík - lůžko, zvládá přesun na WC s jednou područkou bez dopomoci jiné osoby, pohyb na invalidním vozíku bez problému, chůze o 2 FH stabilní, chůze bez opory nestabilní paretického typu.

Vyšetření

Aspekce:

zezadu:

C4 posun anteriorně, zvětšená Th kyfóza, v oblasti L páteře jizva 7 cm světlá, pravá gluteální rýha výš, kolenní klouby ve varočním postavení, Achilovy šlachy symetrické.

zepředu:

Obličej symetrický, HK symetricky postavené, pupek ujíždí do leva, jizva v oblasti pupku, kolenní klouby ve varočním postavení.

z boku:

C4 posun anteriorně, hlava v lehkém předsunu, ramenní klouby v protrakci, zvětšená Th kyfóza.

Dynamické vyšetření:

Funkční svalový test: (příloha 3)

Vyšetření zkrácených svalů dle Jandy:

- m. trapezius pars media. - bil.
- m. sternocleidomastoideus - sin.
- m. semitendinosus, m. semimembranosus, m. biceps femoris - bil.

Vyšetření stoje:

Pacient je schopný stoje bez opory o široké bázi. Stoj s 2 FH je stabilní, semiflekční držení v kyčelních kloubech a varoční postavení v kolenních kloubech.

Romberg I. - uspokojivý, II. - neuspokojivý, III. - nedostatečný

Test na dvou vahách: 41/44 kg

Palpace:

Horní končetiny: bolestivost v oblasti akromionu

Páteř: jizva v oblasti L páteře posunlivá ve všech směrech

Pánev: SIAS hmatné, v rovině, SIPS - pravá výš jak levá, crista v rovině

Plosky nohou: parestézie

Vyšetření reflexních změn:

Kůže a podkoží: kožní řasa nevýrazná v oblasti Th10 - L5

Fascie: zádová přisedlá

Svaly: TrP: m. trapezius, m. levator scapulae, m. pectoralis maior, m. deltoideus, m. triceps surae, m. quadriceps femoris.

Goniometrické vyšetření:

AROM	PROM	Kyčelní kloub	AROM	PROM
dextra	dextra		sinistra	sinistra
13. 4. 2016	13. 4. 2016		13. 4. 2016	13. 4. 2016
0 - 0 - 100	5 - 5 - 130	S	0 - 0 - 120	5 - 0 - 140
10 - 0 - 7	35 - 0 - 15	F	0 - 0 - 30	40 - 0 - 10
5 - 0 - 10	30 - 0 - 15	R	5 - 0 - 5	20 - 0 - 30
		Kolenní kloub		
0 - 0 - 100	0 - 0 - 115	F	0 - 0 - 110	0 - 0 - 120
		Hlezenní kloub		
0 - 0 - 0	5 - 0 - 20	S	0 - 0 - 10	5 - 0 - 20
0 - 0 - 5	5 - 0 - 10	R	0 - 0 - 5	5 - 0 - 5

Goniometrické vyšetření:

AROM – dextra 13. 4. 2016	PROM- dextra 13. 4. 2016	Ramenní kloub	AROM- sinistra 13. 4. 2016	PROM- sinistra 13. 4. 2016
5-0-135	5-0-165	S	5-0-140	5-0-150
0-0-135	0-0-160	F	0-0-130	0-0-150
10-0-90	10-0-100	T	5-0-90	5-0-100
20-0-20	25-0-25	R	20-0-25	30-0-25
		Loketní kloub		
0 - 0 – 110	0 - 0 – 110	S	0 - 0 – 110	0 - 0 – 110
		Předloktí		
20 - 0 – 25	20 - 0 – 25	T	20 - 0 – 30	20 - 0 – 25
		Zápěstí		
20 - 0 – 30	25 - 0 – 30	S	20 - 0 – 30	25 - 0 – 35

Vyšetření chůze:

13. 4. 2016 - chůze o 2 FH stabilní, dvoudobá, mírné semiflekčním držení v kyčelních kloubech. Krokový cyklus dolních končetin:

Počáteční kontakt PDK přes patu, rotace pánve s laterálním posunem, postupný odval plosky nohy (zhoupnutí v hlezenním kloubu), zatěžovací fáze s semiflexí v kolenním kloubu. Ve střední stojné fázi částečné přenesení těžiště na stojnou DK. Ve fázi konečné stojné fáze pacient přenesl váhu na přední část nohy, bez odrazu v hlezenním kloubu, kyčelní kloub přechází do flexe, se souhybem pánve. Švihová fáze kroku prodloužena.

Počáteční kontakt LDK v supinačním postavení v hlezenním kloubu, postupné zatěžování nohy. Střední stojná fáze s mírnou flexí kolenního kloubu a semiflexí v kyčelním

kloubu. V konečném stoji udržuje pacient stále supinační postavení v hlezenním kloubu bez zatížení palce. Přenos váhy nad plosku nohy ve chvíli, kdy PDK přechází do stojné fáze je laterální posun pánve pravostranně. Švihová fáze kroku je prodloužena.

Testy chůze: 13. 4. 2016

TUG test: 15 s (10. 3. - 38 s)

2 minutový test: 110 m (10. 3. - 60m)

10 metrový test: 11 s (standardní rychlostí), 8,9 s (rychlou chůzí), (10. 3. - 16, 8s)

Závěr: 13. 4. 2016

Pacient po dekompresi L2 - 5 s následnou paraparézou dolních končetin. Absolvoval soustavu terapií na Lokomat systému (12 terapií), dále pak pacient absolvoval běžnou fyzioterapii. Během hospitalizace se zvýšila svalová síla DK. Spasticita nevybavena, pyramidové jevy nevybaveny jak na HK i DK, taxe horních končetin přesná, propriocepce distálních kloubů DK porušena. Svalové zkrácení (m. pectoralis major - bil., m. sternocleidomastoideus - sin., m. semitendinosus, m. semimembranosus, m. biceps femoris- bil.). Pasivní rozsah s lehkým omezením v kořenových kloubech HK. Chůze bez opory nestabilní paretického typu, chůze o 2 FH (dvoudobá), stabilní. Romberg I. - uspokojivý, II. - neuspokojivý, III. - nedostatečný. Subjektivní problémy pacienta jsou nedostatečná schopnost samostatné chůze po schodech.

6.3.2 Kazuistika – Z. P.

Jméno: Z. P.

Datum narození: 26. 5. 1953

Pohlaví: muž

Diagnóza:

Těžká spastická paraparéza dolních končetin na podkladě cévní míšní léze 30. 07. 2015.

Cévní myelopatie C2 - C6 a Th1 - Th3.

Neurogenní dysfunkce močového měchýře.

Neurogenní dysfunkce střev.

Esenciální hypertenze.

OA:

hypertenze léčena - původní medikace Tritico nyní bez medikace.

Operace: r. 1995 - stp. varixů DKK, r. 2008 - stp. polyp hlasivek

NO:

30. 07. 2015 Pacienta při řízení automobilu začalo náhle bolet u pravé lopatky v oblasti Th5-Th6, bolest se postupně šířila k páteři a k levé lopatce. Bolest byla ostrá a úporná na škále VAS 8/10. Bolest se opakovala téhož dne v pozdních hodinách, byla mnohem úpornější než během řízení, na škále VAS 9/10. Pro úlevu si pacient namazal oblast mezi lopatkami gelem proti bolesti s následným účinkem. Pacient bolesti mezi lopatkami nevěnoval příliš velkou pozornost, den před touto událostí (29. 07. 2015) pomáhal sousedovi s výměnou čerpadla v hluboké studni, myslel si, že je to pouze svalová únava a šel si brzy lehnout. Neudává, že by před spánkem pociťoval slabost končetin, ani brnění a byl kontinentní. Druhý den ráno 31. 07. 2015 se začínají objevovat první obtíže s LDK, je však bez bolesti zad. LDK vynechávala funkci během chůze, ani po rozhýbání se LDK nezlepšila. Během dopoledne začala pacienta bolet záda v oblasti C/Th. Postupně v průběhu dne se funkce LDK zhoršila a nebylo možné ji ovládat. V odpoledních hodinách byl odvezen do FN Plzeň na podrobné vyšetření. Během vyšetření ve FN si pacient začal všimnout postupného rozvoje močové inkontinence a byla zjištěna její retence. Následovalo ochabnutí břišní stěny a nebyl schopen si odkašlat. Další průběh si již nevybavuje.

Byly provedeny různé zobrazovací metody - CT mozku- bez patologie, magnetická rezonance (dále MR), (C a Th páteře) s nálezem - zúžení C5/6, následně byla provedena celkem 3x lumbální punkce. Na kontrolní MR byla prokázána intramedulární signální hyperintenzita C2 - C6 a Th1 - Th3 v přední polovině průřezu míchy.

Hospitalizace:

FN Plzeň, Spinální jednotku FN Motol, RÚ Kladruby.

Pomůcky:

invalidní vozík, nástavec na WC, madla na WC, koupací vozík, nastavitelné lůžko

AA:

neguje.

abusus:

20 cigaret/den

FA:

Baclofen tbl. 2 - 2 - 0 - 2, Lyrica 50 mg tbl. 2 - 0 - 2 - 0, Ditropan tbl. 1 - 0 - 1 - 0, Stilnox tbl. 0 - 0 - 0 - 1, Trombex 75 mg tbl. 1 - 0 - 0 - 0, Helicid 20 mg tbl. 1 - 0 - 0 - 0, Zolof 50 mg tbl. 1 - 0 - 0 - 0, Prothazin 25 mg tbl. 0 - 0 - 0 - 1, Acidum folicum tbl. 0 - 1 - 0 - 0, Bisacodyl supp. 3 dny

SA:

důchodce, bývalý zámečník, žije v bytě s manželkou, ve 2. patře s výtahem, koupelna s vanou.

Status praesens

Subjektivní:

Dne 1. 2. 2016 v RÚ Kladruby. Pacient se cítí po náročném rehabilitačním programu unavený. Během konverzace pacienta trápí výrazná spasticita. Spasticita je pro pacienta nepříjemná, vyčerpávající během běžných denních činností a při zvládnutí rehabilitačního programu, spasticita se postupně zhoršuje od doby hospitalizace ve FN Motol. Během hospitalizace se objevila bolest v oblasti bederní páteře (VAS 4). Před nálezem zaznamenal občasnou bolest ramenních kloubů při pohybu. Tato bolest přetrvává po větší námaze a aktivitě HK (VAS 4). Svalová únava HK, po rehabilitaci a mobilitě na invalidním vozíku. Po nálezu se objevily zkrácené šlachy prstů a vytvoření keloidů v oblasti dlaně. Neschopnost chůze a pohybu dolních končetin.

Objektivní:

Výška: 174 cm; váha: 85 kg; BMI: 28,08; TK: 130/80 mmHg

Spolupráce: spolupracuje, orientován časem, místem a osobou.

Kardiopulmonálně kompenzován, bez cyanózy, bez ikteru, lehké otoky DK (akra)

Hlava: mozkové nervy intaktní

Hrudní oblast: dýchání horní hrudní

Břišní oblast: peristaltika v normě, senzitivně symetrická, inkontinentní

Horní končetiny: rigidita drobných kloubů, narušena jemná motorika, reflexy C5 - 8 výbavné, pyramidové jevy a zánikové jevy nevybaveny (Justerův jev, Mingazziniho příznak, Dufourův příznak), proprioceptivní reflexy neporušeny (bicepsový, styloidiální, tricepsový, flexorů ruky)

Dolní končetiny: silná extenční spasticita, hyperreflexie L2 - S2, klonus LDK, pyramidové jevy a zánikové jevy výrazně pozitivní (Babinského, Rossolimův, Mingazzini)

Čítí: bilaterálně symetrické, taktilní čítí HK a DK neporušeno, termické čítí HK a DK neporušeno, propriocepce v kořenových kloubech HK a DK neporušena, propriocepce malých kloubů ruky a nohy s patologickým nálezem.

ADL: schopen se obléknout bez pomůcek, zvládá přesuny lůžko-vozik, vozík-lůžko, zvládá přesun na WC s nástavcem a jednou područkou bez dopomoci jiné osoby nebo s oporou o zeď, pohyb na invalidním vozíku bez problému po rovném povrchu, není

schopen překonat obrubník u chodníku, manipulace s nádobím bez problému, rozložení vozíku a složení při sedu na židli bez velkých obtíží.

Dominance HK- pravák

Vyšetření spasticity:

dextra	Aschvortova škála	sinistra
1	Flexory kyčelního kloubu	1
1+	Extenzory kyčelního kloubu	1+
3	Adduktory kyčelního kloubu	3
1	Flexory kolenního kloubu	1+
1+	Extenzory kolenního kloubu	1+
1+	Dorzální flexory lýtky	2
1	Plantární flexory lýtky	1+

Předchozí rehabilitace:

FN Plzeň (31. 07. 2015 - 31. 08. 2015)

Fyzioterapie polohování, pasivní pohyby.

FN Motol (31. 08. 2015 - 29. 10. 2015)

Fyzioterapie: vertikalizace, kondiční cvičení, senzomotorika, vojtova metoda, antispastické metodiky, stoj a chůze v nízkém chodítku.

Ergoterapie: nácvik ADL, rehabilitace ruky

Přístrojová terapie: motomed, stojan

RÚ Kladruby (29. 10. 2015)

Fyzioterapie: Vojtova metoda 3x týdně /po dobu 12 týdnů (3/12), bazén 1/3, mobilizační techniky 2/18, antispastické techniky 5/24, cvičení v Red core systému 2/20, chůze v bradlech 5 - 6/14, Lokomat systém 3/2, Erigo 3/ 4, kondiční cvičení 5/ 24, PNF 3/20.

Ergoterapie: nácvik ADL

Přístrojová terapie: motomed 3/24

Vyšetření

Pokud není uvedeno jinak, byl pacient vyšetřován na invalidním vozíku

Aspekce:

zezadu:

hlava v předsunu, šíje l. sin. mohutnější, Th zvětšená kyfóza s vrcholem Th 6 - 8, ramenní klouby v protrakci, semiflekční držení IP kloubů a MP kloubů bil., popliteální rýhy bez defektu bil., DK ve vnitřní rotaci v kyčelních kloubech a v addukci, Achilovy šlachy zkrácené bil.

zepředu:

obličej symetrický, hlava v lehkém úklonu l. sin., m.trapezius l. sin. mohutnější, ramenní klouby v protrakci, HK symetricky postavené, předloktí v pronačním postavením, semiflekční držení IP kloubů a MP kloubů bil., hrudní koš symetrický, prominence břišní stěny, kyčelní klouby v lehké vnitřní rotaci a addukci, nohy položené na stupačce v rovině s podložkou s lehkým otokem nártů.

z boku:

hlava v předsunu, ramenní kloub v protrakci, HK symetricky postavené, předloktí v pronačním postavením, ruka s lehkou flexí IP kloubů a MP kloubů, prominence břišní stěny, zvětšená hrudní kyfóza.

vleže na zádech:

předsun hlavy, lehká antevertze pánve, flexní držení v kyčelních kloubech a v addukci, akra v plantární flexi s inverzí bil.

Dynamické vyšetření:

Funkční svalový test: (příloha 4)

Vyšetření zkrácených svalů dle Jandy

- m. pectoralis major - bil.
- mm. flexor digitorum superficialis et profundus - bil.
- m. semitendinosus, m. semimembranosus, m. biceps femoris - bil.
- m. iliopsoas - bil.
- m. triceps surae - bil.

Vyšetření stoje:

Stoj možný s oporou o bradla. Stoj nestabilní, DK v addukčně - flexním postavení - semiflexní a addukční držení kyčelních kloubů, semiflexe kolenních kloubů a plantární flexe s inverzí. LDK s větší addukcí a flexí v kyčelním kloubu (tendence překřížovat PDK). Paty ve varózním postavení, zkrácené Achilovy šlachy (bez došlapu paty) po 30 s vyčerpání spasticity - paty v kontaktu s podložkou. Lehká antevertze pánve.

Romberg II., III. a test na dvou vahách nebylo možné vyšetřit.

Palpace: prováděno vsedě na invalidním vozíku s nohama na podlaze

Pánev - SIAS hmatné během vyšetření v rovině, SIPS hmatatelné a během vyšetření v rovině

Plosky nohou - nelze kvalitně vyšetřit

Páteř - prominence C7

Vyšetření reflexních změn dle Lewita.

Kůže a podkoží - záda v oblasti Th 3 - 10 a L1 - 4 přisedlá, kožní řasa nevýrazná

Fascie - zádová s lehkým dopružením, plantární přisedlá

Svaly - TrP - m. trapezius, m. levator scapulae, mm. capitis, m. pectoralis maior, m. deltoideus, svaly předloktí, oblast beder- mm. erector trunci.

Goniometrické vyšetření:

AROM - sinistra	PROM - sinistra	Ramenní kloub	AROM - dextra	PROM - dextra
5 - 0 - 130	5 - 0 - 135	S	5 - 0 - 130	5 - 0 - 130
0 - 0 - 120	0 - 0 - 130	F	0 - 0 - 120	0 - 0 - 120
10 - 0 - 90	10 - 0 - 100	T	5 - 0 - 90	5 - 0 - 100
20 - 0 - 25	25 - 0 25	R	20 - 0 - 25	30 - 0 - 25
		Loketní kloub		
0 - 5 - 110	0 - 0 - 110	S	0 - 0 - 110	0 - 0 - 110
		Předloktí		
20 - 0 - 25	20 - 0 - 25	T	20 - 0 - 25	20 - 0 - 25
		Zápěstí		
20 - 0 - 30	25 - 0 - 35	S	25 - 0 - 30	25 - 0 - 35

Goniometrické vyšetření:

PROM - sinistra	Kyčelní kloub	PROM - dextra
5 - 5 - 115	S	5 - 5 - 110
30 - 0 - 15	F	30 - 0 - 10
20 - 0 - 20	T	20 - 0 - 20
	Kolenní kloub	
0 - 0 - 110	F	0 - 0 - 115
	Hlezenní kloub	
5 - 0 - 20	S	5 - 0 - 20
5 - 0 - 5	R	5 - 0 - 5

Vyšetření chůze - chůzové testy (TUG, 2 minutový, 10 m test) nebylo možno provést vzhledem k aktuálnímu stavu pacienta

1. 2. 2016 - výdrž chůze v bradlech je maximálně 30 s; pacient po vertikalizaci z invalidního vozíku čeká na vyhasnutí spasticity v DK a pánvi zhruba 30 s; následně nakročí PDK - chybí odrazová fáze kroku, počáteční švih (initial swing) je spastického charakteru - aktivita m. iliopsoas s velkou účastí spasticity; mezišvih (midswing) přestřelení kolenního kloubu; maximální flexe v kyčelním i kolenním kloubu s addukcí v kyčelním kloubu; konečný švih (terminal swing) bez extenze kolenního kloubu; počáteční kontakt s nášlapem na celou plošku nohy, s následným vytažením pomocí HK a extenzí v kolenním kloubu; zatěžovací stádium bez plynulého přenesení váhy a souhybu pánve; konečný stoj bez odvalu plosky nohy; LDK - chybí odrazová fáze kroku, počáteční švih (initial swing) je spastického charakteru - aktivita m. iliopsoas s velkou účastí spasticity (počáteční iniciativa svalová, zbylý pohyb spasticita); mezišvih (midswing) přestřelení kolena do maximální flexe v kyčelním i kolenním kloubu s výraznou addukcí v kyčelním kloubu; konečný švih (terminal swing) bez extenze kolenního kloubu, počáteční kontakt nášlap s nášlapem na přední část nohy (noha v plantární flexi s inverzí), stálé semiflexní postavení v kolenním kloubu; zatěžovací stádium bez plynulého přenesení váhy a souhybu pánve; konečný stoj s postupným zatěžováním celé plosky nohy se stálou semiflexí v kolenním kloubu.

Závěr: 1. 2. 2016

Pacient po cévní myelopatii C2- C6 a Th1- Th3 s těžkou spastickou paraparézou DK (30. 07 2015). HK se svalovou silou v normě, snížená svalová síla v Th oblasti a C ob-

lasti, prominence břišní stěny, paretické dolní končetiny s částečně zachovalou svalovou silou ve (flexoru kyčelního kloubu), s velkou spasticitou, a proto není svalový test objektivní. Svalové zkrácení (m. pectoralis maior, m. flexor digitorum supr. et prof., m. iliopsoas, m. semitendinosus, m. semimembranosus, m. biceps femoris, m. triceps surae). Pasivní rozsah v kořenových kloubech v normě, rigidita drobných kloubů ruky, klouby nohy v normě. Bez možnosti samostatného stoje a chůze, chůze a stoj možná jen v bradlech, stoj s flekčním držením těla, chůze spasticko-paretická. Pyramidové jevy (iritační i zánikové) DK pozitivní, cití taktilní, termické HK a DK neporušeno, propriocepce v kořenových kloubech HK a DK neporušena, drobné klouby ruky rigidita, drobné klouby nohy neporušeny, reflexi C5 - C8 výbavné, hyperreflexie L2 - S2. Subjektivní problémy pacienta jsou silná spasticita, svalová únava, neschopnost chůze a pohybu dolních končetin.

Závěrečné vyšetření

Status praesens:

Subjektivní:

Dne 24. 2. 2016 v RÚ Kladruby. Pacient se cítí dobře, dnes ukončil terapii na Lokomat systému. Terapii na Lokomat systému hodnotí pozitivně, cítí po terapii úlevu od spasticity v DK. Spasticita je dle pacienta mírnější, neomezuje ho již při přesunech na lůžko a zpět na vozík, tato úleva však nastává pouze po terapii na Lokomat systému a přetrvává zhruba 4-5 hodin poté se opět objeví, spasticita se postupně zhoršuje od doby hospitalizace ve FN Motol a během února se již nezhoršuje. Stále cítí bolest v oblasti bederní páteře (VAS 6). Bolestivost ramenních kloubů přetrvává (VAS 4), je tupého charakteru a při pohybu do ABD a FL je bolest ostrá (VAS 8). Na invalidním vozíku se již pohybuje bez problémů a již neudává svalovou únavu HK. Těší se domů (25. 2. 2016).

Objektivní:

Výška: 174 cm; váha: 85 kg; BMI: 28,08

Spolupráce - spolupracuje, orientován časem, místem a osobou.

Kardiopulmonálně kompenzován, bez cyanózy, bez ikteru, bez otoku.

Hlava: mozkové nervy intaktní

Hrudní oblast: dýchání horní hrudní

Břišní oblast: peristaltika v normě, senzitivně symetrická, inkontinentní

Horní končetiny: rigidita drobných kloubů, narušena jemná motorika, reflexy C5 - 8 výbavné, pyramidové jevy nevybaveny (Justerův jev, Mingazziniho příznak, Dufourův příznak)

Dolní končetiny: silná extenční spasticita, hyperreflexie L2 - S2, klonus LDK, pyramidové jevy výrazně pozitivní (Babinského, Chaddockův)

Čítí: bilaterálně symetrické, taktilní čítí HK a DK neporušeno, termické čítí HK a DK neporušeno, propiocepce v kořenových kloubech HK a DK neporušena, propiocepce malých kloubů ruky a nohy s patologickým nálezem.

ADL - schopen se obléknout bez pomůcek, zvládá přesuny lůžko-vozik, vozík-lůžko, vozík automobil, automobil-vozik; zvládá přesun na WC s nástavcem a jednou područkou nebo s oporou o zeď bez dopomoci jiné osoby; pohyb na invalidním vozíku bez problému v mírném terénu; není schopen překonat obrubník u chodníku, obává se pádu; manipulace s nádobím bez problému; rozložení vozíku a složení při sedu na židli bez obtíží; nácvik jízdy v automobilu s ručním řízením na trenažéru; přesuny do vany s pomocí sedáku nacvičeny

Vyšetření spasticity:

dextra 1.2.2016	24.2.2016	Achvortova škála spasticity	Sinistra 1.2.2016	24.2.2016
1	1	Flexory kyčelního kloubu	1	1
1+	1	Extenzory kyčelního kloubu	1+	1+
2	3	Adduktory kyčelního kloubu	3	3
1	1+	Flexory kolenního kloubu	1+	1
1+	1+	Extenzory kolenního kloubu	1+	1
1+	1+	Dorzální flexory lýtky	2	2
1	1	Plantární flexory lýtky	1+	1

Vyšetření

Pokud není uvedeno jinak, byl pacient vyšetřován na invalidním vozíku

Aspekce:

zezadu:

hlava v předsunu, šíje l. sin. mohutnější, Th zvětšená kyfóza s vrcholem Th 6 - 8, ramenní klouby v protrakci bil., semiflekční držení IP kloubů a MP kloubů HK s převahou l. dex., DK ve vnitřní rotaci v kyčelních kloubech a addukci, zkrácená Achilova šlacha l. sin.

zepředu:

obličej symetrický, hlava v lehkém úklonu l. sin., m. trapezius l. sin. mohutnější, ramenní klouby v protrakci bil., HK symetricky postavené, předloktí v pronačním postavením

bil., semiflekční držení IP kloubů a MP kloubů s převahou l. dex., hrudní koš symetrický, prominence břišní stěny, kyčelní klouby v lehké vnitřní rotaci a addukci bil.

z boku:

hlava v předsunu, ramenní klouby v protrakci bil., HK symetricky postavené, předloktí v pronačním postavením, ruka s lehkou flexí IP kloubů a MP kloubů s převahou l. dex., prominence břišní stěny, zvětšená hrudní kyfóza.

vleže na zádech:

předsun hlavy, lehká antevertace pánve, flekční držení v kyčelních kloubech a v addukci, akra v plantární flexi bil., s inverzí l. sin.

stoje v bradlech:

hlava v předsunu, abdukce lopatek bil., ramenní klouby v protrakci bil., flekční držení DK l. sin., popliteální rýhy při stoji v bradle asymetrické, l. sin. s lehkým otokem, plantární flexe s inverzí l. sin.

Dynamické vyšetření:

Funkční svalový test: (příloha 5)

Vyšetření zkrácených svalů dle Jandy:

- mm. pectoralis major et minor - bil.
- mm. flexor digitorum superficialis et profundus - bil.
- m. iliopsoas - sin.
- m. triceps surae - sin.

Vyšetření stoje:

Stoj možný s oporou o bradla. Stoj nestabilní, DK v addukčně-flekčním postavení, semiflekční a addukční držení v kyčelních kloubech. Lehká antevertace pánve. Semiflexe kolenních kloubů s plantární flexí a inverzí LDK. LDK s větší addukcí a flexí v kyčelním kloubu. Paty ve varózním postavení, zkrácená Achilova šlacha l. sin. (bez došlapu paty).

Romberg I., II., III. a test na dvou vahách nebylo možné vyšetřit.

Palpace: prováděno vsedě na invalidním vozíku s nohama na podlaze

Horní končetiny: měkké struktury bolestivé, akromion bolestivý bil.

Páteř: prominence C7

Pánev: SIAS hmatné během vyšetření v rovině, SIPS hmatatelné a během vyšetření v rovině

Plosky nohou nelze kvalitně vyšetřit

Vyšetření reflexních změn dle Lewita.

Kůže a podkoží: záda v oblasti Th3 - 10 a v oblasti L1 - 4 přisedlá, tuhá kožní řasa nevýrazná

Fascie: zádová s lehkým dopružením

Svaly: TrP: m. trapezius, m. levator scapulae, mm. capitis, m. pectoralis maior, m. deltoideus, svaly předloktí, oblast beder - mm. erector trunci.

Goniometrické vyšetření:

AROM - dextra 24.2.16	PROM - dextra 24.2.16	Ramenní kloub	AROM - sinistra 24.2.16	PROM - sinistra 24.2.16
5 - 0 - 100	5 - 0 - 125	S	5 - 0 - 100	5 - 0 - 120
0 - 0 - 100	0 - 0 - 120	F	0 - 0 - 100	0 - 0 - 120
10 - 0 - 90	10 - 0 - 100	T	5 - 0 - 90	5 - 0 - 100
20 - 0 - 20	25 - 0 - 25	R	20 - 0 - 25	30 - 0 - 25
24. 2. 16	24. 2. 16	Loketní kloub	24. 2. 16	24. 2. 16
0 - 0 - 100	0 - 0 - 120	S	0 - 0 - 110	0 - 0 - 110
		Předloktí		
20 - 0 - 25	20 - 0 - 25	T	20 - 0 - 25	20 - 0 - 25
		Zápěstí		
20 - 0 - 30	25 - 0 - 35	S	25 - 0 - 30	25 - 0 - 35

Goniometrické vyšetření:

AROM - dextra 24. 2. 16	PROM - dextra 24. 2. 16	Kyčelní kloub	AROM - sinistra 24. 2. 16	PROM - sinistra 24. 2. 16
0- 0 – 90	5- 5 - 130	S	0 - 0 - 70	5 - 5 - 140
0-0-30	30-0-15	F	0- 0 - 30	30 - 0 - 10
	30 - 0 – 15	R		30 - 0 - 20
		Kolenní kloub		
0- 0 – 90	0- 0 – 110	F	0- 0 - 60	0- 0 -115
		Hlezenní kloub		
	5 - 0 – 20	S		5 - 0 - 20
	5 - 0 – 5	R		5 - 0 - 5

Vyšetření chůze: chůzové testy (TUG, 2 minutový test, 10 m test) nebylo možné vyšetřit.

24. 2. 2016 - výdrž chůze v bradlech 4 min.; spastická chůze; pacient po vertikalizaci z invalidního vozíku čeká na vyčerpání spasticity v DK a pánvi zhruba 20s; následně nakročí PDK - chybí odrazová fáze kroku, počáteční švih (initial swing) je spastického charakteru - aktivita m. iliopsoas je minimalizována spasticitou extenzorů kyčelního kloubu; mezišvih (midswing) cirkumdukce; bez flexe v kyčelním i kolenním kloubu, s addukcí v kyčelním kloubu; konečný švih (terminal swing) se semiflexí v kolenním kloubu; počáteční kontakt s nášlapem na špičku nohy, s následnou extenzí v kolenním kloubu s částečnou pomocí HK; zatěžovací stádium bez plynulého přenesení váhy, došlapu paty a souhybu pánve; konečný stoj bez odvalu plosky nohy; LDK - chybí odrazová fáze kroku, počáteční švih (initial swing) aktivace m. iliopsoas se semiflexí v kyčelním kloubu; mezišvih (midswing) cirkumdukce s výraznou addukcí v kyčelním kloubu; konečný švih (terminal swing) bez extenze kolenního kloubu, počáteční kontakt, nášlap na celou nohu (noha v plantární flexi s inverzí), stále semiflekční postavení v kolenním kloubu; zatěžovací stádium bez plynulého přenesení váhy a souhybu pánve; konečný stoj se semiflexí v kolenním a kyčelním kloubu.

Závěr: 24. 2. 2016

Pacient po cévní myelopatii C2 - C6 a Th1 - Th3 s těžkou spastickou paraparé-
zou dolních končetin (30. 07. 2015). Pacient absolvoval 7 terapií na Lokomatu (7 z běž-
ných 12 terapií) a běžnou terapii. Svalová síla horních končetin je v normě, snížená sva-
lová síla fixátorů lopatek, prominence břišní stěny bez problémů speristaltikou, spastic-
ko-paretické dolní končetiny s částečně zachovalou svalovou silou (flexory kyčelních a
kolenních kloubů), vzhledem ke spasticitě není svalový test objektivní. Zkrácené svaly
(mm. pectoralis major et minor- bil., mm. flexor digitorum superficialis et profundus-
bil., m. iliopsoas- sin., m. triceps surae- sin.). Pasivní rozsahy v kořenových kloubech
jsou zachovány s lehkým omezením v ramenních kloubech ve všech rovinách a rigidi-
tou drobných kloubů ruky. Bez možnosti samostatného stoje a chůze. Chůze a stoj je
možný s podporou bradel, chůze spasticko-paretického typu je však volnější než při
vstupním vyšetření, stoj nestabilní s flexně-addukčním držením těla s delší časovou výdr-
ží ve stoji. Pyramidové jevy (iritační i zánikové) DK pozitivní, cití taktilní, termické HK
a DK neporušeno, propriocepce v kořenových kloubech HK a DK neporušena. Subjek-
tivní problémy pacienta. Spasticita ustupuje po Lokomat terapii a je výrazně slabší. Ne-
schopnost samostatné chůze a pohybu DK přetrvává.

6.3.3.1 Průběh terapií pacienta - M. L.

1. Terapie - pacient byl obeznámen s provozním řádem na systému Lokomat. Ná-
sledně byly naměřeny hodnoty: délky DK, výška pacienta, hmotnost pacienta,
obvod pasu a DK. S pomocí pásů a popruhů byl pacient upevněn do robotických
ortéz a BWS. PC systému změřilo hodnoty spasticity, rozsahy pohybu DK a sva-
lovou sílu pacienta. Terapie dále pokračovala chůzí robotických ortéz po dobu
20 minut, s častou korekcí rychlosti a rozsahu švihové a stojné fáze a postupným
snížováním podpory BWS až na 50 % podpory tělesné hmotnosti. Na konci te-
rapie se pacient opět zvedne nad pohyblivý pás s pomocí BWS, dojde
k odendání robotických ortéz a usazení na invalidní vozík a sundání pásu.
2. Terapie - pacient byl standardně připevněn k robotickým ortézám a BWS systé-
mu. Následně byla spuštěna chůze v systému a byla upravena délka kroku, paci-
ent se aktivně podílí na chůzi. BWS systém nastaven na 40 % tělesné podpory
hmotnosti těla. Byl využit Feedback performance s hracím modulem pro lepší
motivaci pacienta. Chůze v závěsu trvala 30 minut.

3. Terapie - pacient byl standardně připevněn k robotickým ortézám a BWS systému. Následně byla spuštěna chůze v systému, pacient se aktivně podílel na chůzi. Byl využit Feedback performance s hracím modulem pro lepší motivaci pacienta. Chůze v závěsu trvala 27 minut.
4. Terapie - pacient byl standardně připevněn k robotickým ortézám a BWS systému. Následně byla spuštěna chůze v systému, pacient se aktivně podílel na chůzi. Byl využit Feedback performance s hracím modulem pro lepší motivaci pacienta. Chůze v závěsu trvala 28 minut.
5. Terapie - pacient byl standardně připevněn k robotickým ortézám a BWS systému. Následně byla spuštěna chůze v systému, pacient se aktivně podílel na chůzi. Byl využit Feedback performance s hracím modulem pro lepší motivaci pacienta. Chůze v závěsu trvala 33 minut.
6. Terapie - pacient byl standardně připevněn k robotickým ortézám a BWS systému. Následně byla spuštěna chůze v systému, pacient se aktivně podílel na chůzi. Byl využit Feedback performance s hracím modulem pro lepší motivaci pacienta. Chůze v závěsu trvala 29 minut.
7. Terapie - pacient byl standardně připevněn k robotickým ortézám a BWS systému. Následně byla spuštěna chůze v systému, pacient se aktivně podílel na chůzi. Byl využit Feedback performance s hracím modulem pro lepší motivaci pacienta. Chůze v závěsu trvala 28 minut.
8. Terapie - pacient byl standardně připevněn k robotickým ortézám a BWS systému. Následně byla spuštěna chůze v systému, pacient se aktivně podílel na chůzi, zvyšovala se rychlost chůze. Byl využit Feedback performance s hracím modulem pro lepší motivaci pacienta. Chůze v závěsu trvala 29 minut.
9. Terapie - pacient byl standardně připevněn k robotickým ortézám a BWS systému. Následně byla spuštěna chůze v systému s úpravou délky kroku, pacient se aktivně podílel na chůzi. Byl využit Feedback performance s hracím modulem pro lepší motivaci pacienta. Chůze v závěsu trvala 29 minut.
10. Terapie - pacient byl standardně připevněn k robotickým ortézám a BWS systému. Následně byla spuštěna chůze v systému, pacient se aktivně podílel na chůzi. Byl využit Feedback performance s hracím modulem pro lepší motivaci pacienta. Chůze v závěsu trvala 30 minut.
11. Terapie - pacient byl standardně připevněn k robotickým ortézám a BWS systému. Následně byla spuštěna chůze v systému, pacient se aktivně podílel na

chůzi. Byl využit Feedback performance s hracím modulem pro lepší motivaci pacienta. Chůze v závěsu trvala 28 minut.

12. Terapie - pacient byl standardně připevněn k robotickým ortézám a BWS systému. Následně byla spuštěna chůze v systému, pacient se aktivně podílel na chůzi. Byl využit Feedback performance s hracím modulem pro lepší motivaci pacienta. Chůze v závěsu trvala 31 minut. Na konci terapie bylo provedeno opět testování svalové síly, síly spasticity a rozsah pohybu DK.

6.3.3.2 Průběh terapií pacient - Z. P.

1. Terapie - pacient byl seznámen s provozním řádem na systému Lokomat. Následně byly naměřeny hodnoty: délky DK, výška pacienta, hmotnost pacienta, obvod pasu a DK. S pomocí pásů a popruhů byl pacient upevněn do robotických ortéz a BWS. PC systému změřilo hodnoty spasticity, rozsahy pohybu DK a svalovou sílu pacienta. Terapie dále pokračovala chůzí robotických ortéz po dobu 20 minut, s častou korekcí rychlosti a rozsahu švihové a stojné fáze a postupným snižováním podpory BWS až na 60 % podpory tělesné hmotnosti. Na konci terapie se pacient opět se zvedne nad pohyblivý pás s pomocí BWS a dojde k odendání robotických ortéz, usazení na invalidní vozík a sundání pásu.
2. Terapie - pacient byl standardně připevněn k robotickým ortézám a BWS systému. Následně byla spuštěna chůze v systému s častým přerušováním kvůli silné spasticitě pro systém Lokomat. Během této terapie nebylo možné pacienta spustit na pohyblivý pás. Chůze v závěsu trvala 25 minut.
3. Terapie - pacient byl standardně připevněn k robotickým ortézám a BWS systému. Následně byla spuštěna chůze v systému s častým přerušováním kvůli silné spasticitě pro systém Lokomat. Po častém přerušování a mírném ústupu spasticity bylo možné snížit podporu BWS systému na 70 %. 30 minutová doba chůze.
4. Terapie - pacient byl standardně připevněn k robotickým ortézám a BWS systému. Následně byla spuštěna chůze v systému s častým přerušováním kvůli silné spasticitě. Po častém přerušování a mírném ústupu spasticity bylo možné snížit podporu BWS systému na 70 %. 30 minutová doba chůze. Pacient si stěžoval na tlak v oblasti třísel.
5. Terapie - pacient byl standardně připevněn k robotickým ortézám a BWS systému. Následně byla spuštěna chůze v systému s častým přerušováním kvůli silné

spasticitě pro systém Lokomat. Chůze byla možná pouze se 100 % podporou BWS. Chůze v systému trvala 26 minut.

6. Terapie - pacient byl standardně připevněn k robotickým ortézám a BWS systému. Následně byla spuštěna chůze v systému s častým přerušováním kvůli silné spasticitě pro systém Lokomat. Po častém přerušování a mírném ústupu spasticity bylo možné snížit podporu BWS systému na 70 %. 35 minutová doba chůze.
7. Terapie - pacient byl standardně připevněn k robotickým ortézám a BWS systému. Následně byla spuštěna chůze v systému s častým přerušováním kvůli silné spasticitě pro systém Lokomat. Po častém přerušování a mírném ústupu spasticity bylo možné snížit podporu BWS systému na 70 %. 30 minutová doba chůze.

6.3.3.3 Výsledky pacienta - M. L.

Stav po dekompresi L2 - 5 18. 11. 2015 s následnou paraparézou DK. Nyní orientovaný (časem, místem a osobou), spolupracuje, kardiopulmonálně kompenzovaný, bez cyanózy, bez ikteru a otoků. HK s lehkým omezením rozsahu v ramenních kloubech, svalová síla v normě, trofika normální, neurologický nález negativní. U DK pasivní rozsahy pohybů v normě, svalová síla snižena, stoj o široké bázi stabilní. Chůze o 2FH stabilní, paretického typu.

Při vstupním vyšetření 10. 3. 2016 zvládl test TUG za 38 sekund, při výstupním vyšetření 13. 4. 2016 za 15 sekund. Zlepšení je o 23 sekund (Graf 1, Tabulka č. 1).

10 - metrový test chůze 10. 3. 2016 zvládl za 16,8 sekund, při výstupním vyšetření 13. 4. 2016 za 11 sekund. Zlepšení je o 5,8 sekund (Graf 1, Tabulka 1).

Při 2 minutovém testu 10. 3. 2016 ušel pacient 60 metrů, při výstupním vyšetření 13. 4. 2016 ušel 110 metrů. Zlepšení o 50 metrů. (Graf 2, Tabulka č. 1)

Došlo také k zlepšení stereotypu chůze viz.: Kazuistika s. 47

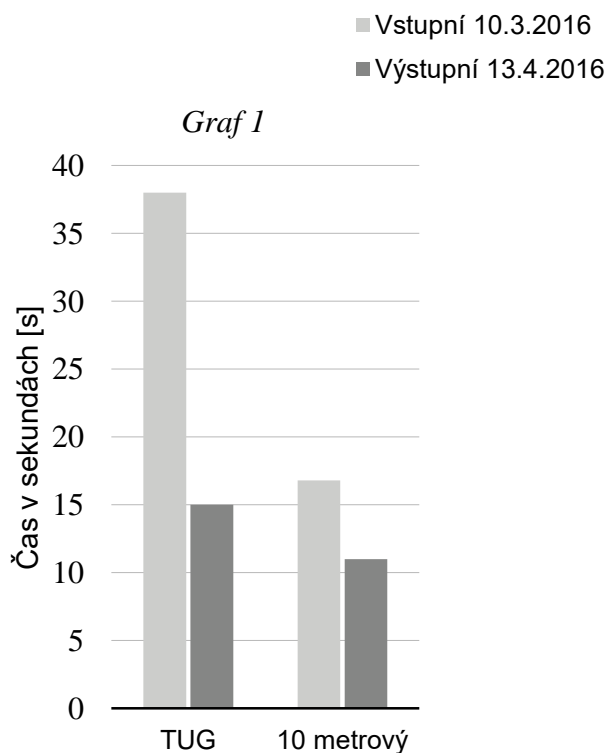
Tabulka 1 - Přehled vstupních a výstupních výsledků testů a jejich rozdíl

	Vstupní	Výstupní	Zlepšení
TUG [s]	38	15	23
10 - MWT [s]	16,8	11	5,8
2 - MWT [m]	60	110	50

Graf 1

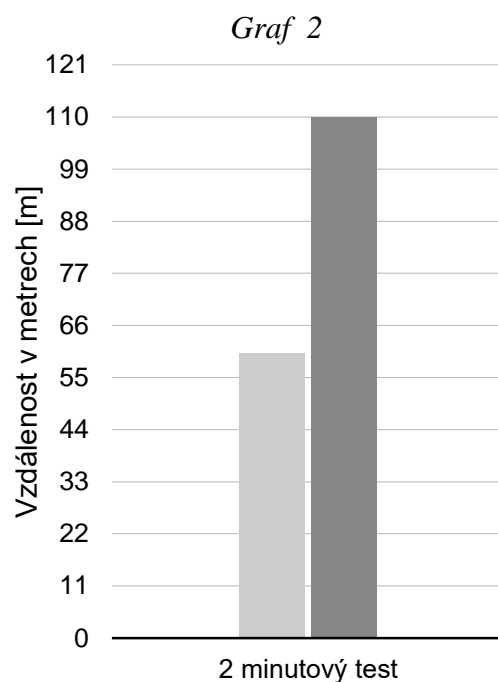
TUG - grafické zobrazení testu Time Up and Go v čase při vstupním vyšetření a výstupním.

10 metrový - grafické zobrazení 10 Meter Walk Test v čase při vstupním a výstupním vyšetření



Graf 2

2 minutový test - zobrazení 2 Minute Walk Test a vzdálenost ušlá pacientem při vstupním a výstupním vyšetření.



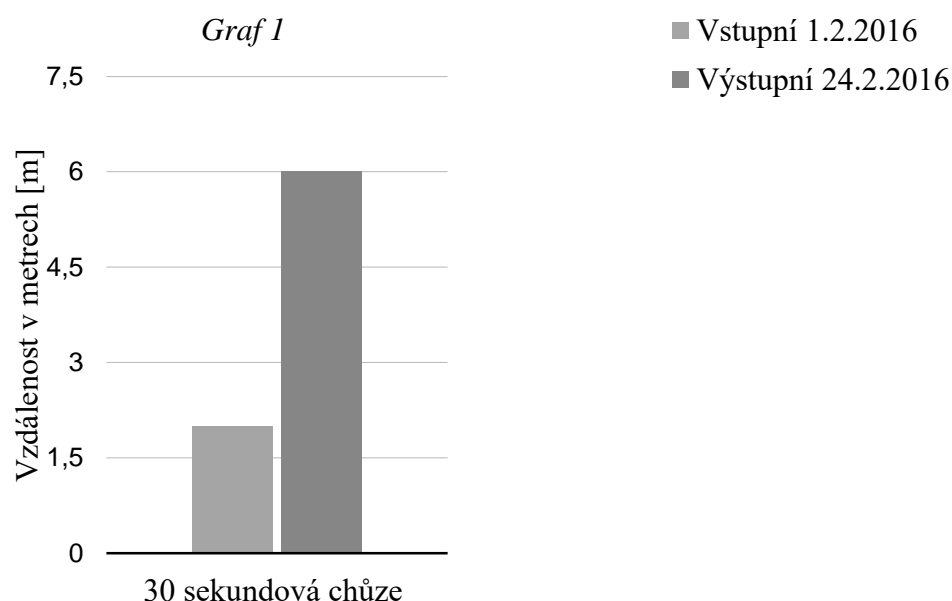
6.3.3.4 Výsledky pacienta - Z. P.

Stav po cévní myelopatii C2 - C6 a Th1 - Th3 30. 7. 2015, s těžkou spastickou paraparézou dolních končetin (na podkladě cévní míšní léze). Pacient je orientovaný, spolupracuje, kardiopulmonálně kompenzován, bez cyanózy a ikteru, lehké otoky DK (akrální části nohou). HK výrazně omezená kloubní hybnost ramenních kloubů (sin. 130 ° flexe a 135 ° abdukce, dex. 130° flexe a 120° abdukce), rigidita drobných kloubů ruky, svalová síla v normě, narušena jemná motorika, reflexy C5 - C8 výbavné, pyramidové jevy nevybaveny. DK hypertonus, kloubní hybnost v normě, hyperreflexie L2 - S2, klonus LDK, pyramidové jevy výrazně pozitivní. Stoj v bradlech nestabilní. Chůze v bradlech spastického typu.

Testy chůze nebyly provedeny, jejich měření by nemělo relevantní výpovědní hodnoty. Pozitivní zlepšení nastalo ve výdrži ve stoji a v délce ušlé v bradlech. Při vstupním vyšetření 1. 2. 2016 byl schopen pacient ujít 2 metry v bradlech za 30 sekund, při výstupním vyšetření 24. 2. 2016 ušel 6 metrů v bradlech za 30 sekund. Došlo k mírnému zlepšení stereotypu chůze viz. Kazuistika s. 57. Terapie na Lokomat systému nebyla kompletní tedy 12 terapií, ale byla ukončena po 7 terapiích z důvodů ukončení hospitalizace pacienta.

Graf 3

2 sekundová chůze - chůze v bradlech v časovém limitu 30 sekund, vzdálenost ušlá při vstupním a výstupním vyšetření



7 Diskuze

Dříve byly robotické systémy využívány především v průmyslu k nahrazení lidské práce. Dnešní trend se poměrně liší. Vývoj dnešních robotických zařízení se zaměřil na spolupráci robota s člověkem. Tyto systémy nebyly však zpočátku využívány v rehabilitaci, ale v mnohem lukrativnějším oboru a to ve vojenském průmyslu. Po vývoji prvních robotických systémů schopných spolupráce s člověkem začal Profesor Homayoon Kazerooni a jeho tým vyvíjet jeden z prvních robotických exoskeletů pro pacienty s poruchou chůze. Především pro pacienty s postižením míchy (paraparézou a paraplegií).

Nyní se vývojáři snaží o to, aby se robotické systémy staly součástí člověka a pomáhaly mu při vykonávání běžných denních činností. Především se zaměřují na pacienty s poruchou mobility jak dolních končetin, tak i horních končetin. Zařízení k rehabilitaci chůze nazýváme exoskelety. Slovo exoskeleton doslovně znamená vnější kostra. Moderní exoskelet představuje takovou vnější robotickou kostru, která by měla lidem usnadňovat život. Exoskelety si můžeme rozdělit na statické (ALTACRO, Auto-Ambulator, PAM, POGO, LOPES, Walkbot, LokoHelp, HapticWalker) a dynamické (HAL, ReWalk, Phoenix). Se statickými exoskelety není možné se volně pohybovat po místnosti a většinou jsou nedílnou součástí pohyblivého pásu. Zatímco dynamické exoskelety jsou volné a nezávislé na pohyblivém pásu. S dynamickými exoskelety se můžeme relativně volně pohybovat v prostoru na rozdíl od statických. Dynamické exoskelety se také nazývají úplné exoskelety.

Dynamické exoskelety mají do budoucna velký potenciál. Zatím ale nemáme k dispozici technologie dynamických exoskeletů na takové úrovni, aby nahradily plnohodnotně pohyb, který by byl stejný jako u zdravého člověka. Jejich nevýhodou je neschopnost vykonat plynulý pohyb končetinami a nutnost korekce rovnováhy s pomocí chodítka či holí. Další nevýhodou je jejich nepraktičnost v běžných denních úkonech, jako jsou vstávání, sedání, stoupání a sestupování ze schodů. Dále je pro ně obtížná chůze po nerovném terénu, udržení rovnováhy a stability pacienta (uživatele). Provozní doba je velice krátká. Exoskelety jsou napájeny pomocí baterií umístěných v batohu, který je zakomponován v systému. Rozpětí výdrže se pohybuje od 3 do 8 hodin, délka výdrže se liší u jednotlivých modelů. Pokud by pacient chtěl exoskelet užívat jako běžnou denní pomůcku, byl by limitován výdrží baterie.

Na druhou stranu má dynamický exoskelet své výhody. Funguje jako dynamická vertikalizace, která pozitivně ovlivňuje kardiovaskulární systém pacienta. Dodává pocit samostatného stoje a chůze, které pozitivně ovlivňují pacientovu psychiku. Další podstatná výhoda se skýtá v pacientově samostatnosti. Pokud se pacient naučí principy zacházení a ovládání, může se v omezené míře pohybovat samostatně. Je tím pádem nezávislý na rozvrhu fyzioterapeuta. V některých případech se může pacient upnout do exoskeletu zcela sám. Usnadní se tak práce fyzioterapeuta a pacient není zcela odkázán na cizí pomoc. Pocit, že pacient není vždy odkázán na druhé, je pro něj psychickým povzbuzením. I minimální psychické povzbuzení je u těchto pacientů důležité. Exoskelet udržuje pasivní kloubní rozsahy dolních končetin a zachovává svalovou sílu pacienta.

Pro statický exoskelet je typický závěsný systém (BWS), pohyblivý pás nebo stupačky a robotické ortézy. Zásadními nedostatky statického exoskeletu jsou: vysoké náklady na pořízení, provoz a velké nároky na prostor. Nevýhodou také je závislost pacienta na fyzioterapeutovi, který jej musí pacienta upoutat do přístroje. Některé systémy vyžadují minimálně dva fyzioterapeuty. Dále pak následné možné potíže spojené s pásem a tříselnými třmeny (součást závěsného systému). Tříselné třmeny mohou způsobit podráždění pokožky, zarudnutí, odřeniny a otlaky. Pacienti si často stěžují na pocit nepříjemného tlaku v oblasti genitálií nebo na pocit propadání se.

Dle mého názoru mají statické exoskelety více výhod než dynamické. Software okamžité zpětné vazby je jednou z nich. Okamžitá zpětná vazba aktivity pacientových pohybů je pro fyzioterapeuta velkým přínosem během terapie. Upozorní fyzioterapeuta na případné chyby vzniklé při pohybu. Ukáže, zda pacient vykonává pohyby aktivně bez navádění robotických ortéz, s částečnou pomocí nebo s kompletním naváděním. Díky tomu může fyzioterapeut lépe navrhnout a řídit terapii a motivovat pacienta. Nastavení odlehčení tělesné hmotnosti je další výhodou těchto systémů. S BWS je docíleno zvednutí pacienta od země a tím jeho odlehčení. Možnost částečného nebo úplného odlehčení pacienta je využíváno například při spasticitě. Tím se zabrání nežádoucímu zastavování stroje. Statické exoskelety jsou výhodnější pro fyzioterapeuty, oproti dřívějšímu, kdy byly využívány pouze závěsné systémy s pohyblivým pásem. Fyzioterapeuti naváděli pohyb dolních končetin vlastní silou. Tento systém vyžadoval větší počet fyzioterapeutů a byl pro fyzioterapeuty fyzicky velmi náročný.

Dalším faktorem v použití exoskeletů je jejich dostupnost. V podmínkách České republiky je dostupnost nízká a to hlavně z důvodu vysokých nákladů na jejich poří-

zení. Z důvodu vysoké ceny si například Lokomat můžou pořídit pouze velké rehabilitační ústavy (např. RÚ Kladruby) a nemocnice (např. FN Motol).

Praktickou část práce jsem dělala v RÚ Kladruby na systému Lokomat na dvou spinálních pacientech. Pacienti se mnou a s odborným dohledem fyzioterapeutů absolvovali 7 respektive 12 terapií (20 - 30 minut chůze, 3x/ týden). Terapie měly pozitivní výsledky v ovlivnění chůze u obou pacientů. Pacient M. L. byl při vstupním vyšetření schopen chůze po dobu 2 minut (2 - MWT) a ušel 60 m. Dále pak byly provedeny další chůzové testy a to TUG v čase 38 sekund a 10 - MWT za 16,8 sekund. Při výstupním vyšetření po ukončení všech 12 terapií došlo k zlepšení ve všech chůzových testech, TUG se zlepšil o 23 sekund, 10 - MWT o 5,8 sekund a 2 - MWT o 50 metrů. Dále pak došlo k zlepšení ve výdrži chůze na 10 minut. Zlepšení bylo prokázáno i na svalovém testu, kdy se zvýšila svalová síla ve všech vyšetřených svaích. Pacient Z. P. absolvoval pouze 7 terapií z 12 z důvodů ukončení hospitalizace. Při vstupním vyšetření nebylo možné provést testy chůze, pacient nebyl schopen stabilního stoje v bradlech po vyčerpání spasticity, chůze v bradlech (4 kroky tam a zpět) spasticko - paretického typu, ušel 2 metry za 30 sekund. Výstupní vyšetření bylo provedeno po absolvovaných všech 7 terapií, pacientovi se snížila spasticita, stoj v bradlech s delší výdrží, při chůzi v bradlech ušel 6 metrů za 30 sekund. Došlo i k mírnému zvýšení svalové síly i přesto, že pacient neabsolvoval standardních 12 terapií. Musím však brát v potaz to, že pacienti během absolvování terapií na systému Lokomat dále pokračovali s běžnou terapií dle jejich rozpisu.

Na pozitivním efektu ohledně využití Lokomat systému v neurorehabilitaci pro nácvik chůze se shoduje řada provedených studií. Shodují se v zlepšení koordinace pohybů, zvýšení svalové síly a na obnově chůze. Ve všech těchto bodech se mé výsledky provedené na Lokomat systému shodují se studiemi. Soo- Yeon (2015) uvedl, že u pacientů s hemiparézou je nejlepších výsledků dosaženo při kombinaci nácviku chůze v robotických systémech s běžnými metodikami. I toto tvrzení mohu potvrdit s tím rozdílem, že jsem tuto teorii aplikovala na spinální pacienty.

V odpovědi na základní otázku této práce se shodli studie zmíněné v práci a i praktická část práce provedená na Lokomatu. Odpověď zní: “Ano, robotické systémy pro nácvik chůze v neurorehabilitaci jsou účinné.” Robotické systémy jako jsou dynamické exoskelety, které jsou vhodné k náhradě chůze, jsou využitelné ve zdravotnictví u dlouhodobě invalidizovaných spinálních pacientů. Robotické systémy jsou dle studií a vědeckých článků neustále zdokonalovány a to především dynamické exoskele-

ty. Nicméně využití statických robotických systému pro nácvik chůze v neurorehabilitaci a jejich využití je vyhodnoceno jako vhodná součást rehabilitace neurologických pacientů.

8 Závěr

Zdroje a podklady k práci o chůzi a robotických systémech jsem hledala převážně ve vědeckých člancích, vědeckých časopisech a na stránkách společností zabývajících se výrobou robotických exoskeletů. Součástí hledání a analyzování zdrojů bylo překládání velkého množství textu, protože většina textu pochází ze zahraničí. Země, které se hojně zabývají výzkumem a vývojem robotických systémů, jsou Švýcarsko, Německo, Japonsko a Korea. S tímto množstvím zdrojů lze dostatečně popsat chůzi jako základní pohybový projev člověka a v praktické části jsem se snažila odpovědět na otázku účinnosti Lokomat systému na zlepšení kvality chůze.

Praktickou část jsem prováděla na dvou pacientech (dvou kazuistikách). Oba pacienti vykazovali zlepšení ve všech mnou provedených testech. Využití robotických systémů v neurorehabilitaci proto považuji za účinné, i když si uvědomuji, že při souboru pouze dvou pacientů není můj závěr plně vypovídající. Pro kvalitnější zhodnocení by bylo potřeba mít více pacientů s podobnou anamnézou. Bohužel se objevovaly komplikace při shánění vhodných pacientů pro moji práci. Původní předpoklad práce se šesti pacienty bylo nutné z objektivních důvodů výrazně zredukovat. První z pacientů měl paraparézu DK následkem dekomprese v oblasti L2- 5. Druhý z pacientů prodělal cévní myelopatii s následnou spastickou paraparézou DK.

Výsledek mé práce sice zcela nenaplnil všechny mé představy, ale byla to hodnotná zkušenost. Cíl práce seznámit se s robotickými systémy byl splněn, ale z důvodu malého počtu pacientů považuji splnění cíle praktické části práce za ne zcela objektivní. Kombinací sběru informací ze zahraničních studií a provedením vlastních terapií na mých pacientech jsem však byla schopna zodpovědět otázky z praktické části (viz.: 6 Praktická část). Terapie pomocí robotických systémů pozitivně ovlivňovala jak psychickou, tak fyzickou stránku obou pacientů. Na závěr bych řekla, že jsem vděčná za příležitost se blíže seznámit s robotickými systémy v RÚ Kladruhy.

9 Seznam použitých zkratek

AA - alergická anamnéza

AAFO - Active Ankle-Foot Orthosis

ABD - abdukce

ADL - Acitivita of Daily Living

ALTACRO - Automated Locomotion Training using an Actuated Compliant Robotic Orthosis

Ant. - anterior

BLEEX - Berkley Lower Extremity Exoskeleton

BMI - body mass index

BWS - Body Weight Suport

C - krční obratel

CAC - Cybernic Autonomous Control

Caud. - caudalis

Cran. – cranialis

CVC - Cybernic Voluntary Control

č. - číslo

Dex. - dextra

DK - dolní končetiny

ext. - externus

F - frontální rovina

FA – farmakologická anamnéza

FF - foot flat

FH - francouzské hole

FL - flexe

FN - fakultní nemocnice

GF - Guidance force

GRF - Ground Reaction Force - reakční síla země

HAL - Hybrid Assistive Limb

Hall. - hallucis

HK - horní končetina(y)

HO - heel odd

HS - heel strike

HULC - Human Universal Load Carrier
CHOPN - Chronická obstrukce plic
IC - initial contact
int. - internus
IP - interphalangeální skloubení
ISW - initial swing
L - bederní obratel
Lat. - lateralis
LDK - levá dolní končetina
LR - loading response
m. - musculus
med. - medialis
mjr. - major
mnr.- minor
MP - merakarpofalangeální skloubení
MR - magnetická rezonance
MS - midstance
MSW - midswing
n. - nervus
NCH - Nemocnice Chomutov
NO - nynější onemocnění
OA – osobní anamnéze
R - rotace
ROM - maximální pasivní rozsah pohybu
PAM - Pelvis Assist Manipulator PDK - pravá dolní končetina
POGO - Pneumatically Operated Gait Orthosis
Poll. - policis
Post. - posterior
PSW - preswing phase
rad. - radialis
RÚ - rehabilitační ústav
S - sagitální rovina
SA - sociální anamnéza

SIAS - spina iliaca anterior superior

Sin. - sinistra

SIPS - spina iliaca posterior superior

Sp - spasticita

T – transversální rovina

Th - hrudní obratel

TK - krevní tlak

TrP – Trigger point

TS - terminal stance

TSW - terminal swing

TO - toe off

TUG - Time Up and Go Test

uln. - ulnaris

VAS - vizuální analgetická škála

WPAL - Walking Power Assist Leg

2 - MWT - 2 - Minute Walk Test (2 minutový test chůze)

10 - MWT - 10 - Meter Walk Test (desetimetrový test chůze)

10 Seznam literatury

1. *A Human Exoskeleton* [online]. The Washington Post, 2008 [cit. 2016-04-12].
Dostupné z: <http://www.washingtonpost.com/wp-dyn/content/article/2008/05/02/AR2008050203382.html>
2. A new-generation exoskeleton helps the paralyzed to walk. In: IYER, Laxmi. *Www.biotechnin.asia* [online]. UC Berkley, 2016 [cit. 2016-04-12]. Dostupné z: <https://biotechnin.asia/2016/02/08/a-new-generation-exoskeleton-helps-the-paralyzed-to-walk/>
3. *ARGO launches ReWalk Rehabilitation 2.0 system* [online]. News Medical, 2013 [cit. 2016-04-12]. Dostupné z: <http://www.news-medical.net/news/20130129/ARGO-launches-ReWalk-Rehabilitation-20-system.aspx>
4. Augmented Performance Feedback & Challenge Package. In: *Hocoma* [online]. Švýcarsko, 2016 [cit. 2016-03-20].
Dostupné z: <https://www.hocoma.com/world/en/products/lokomat/lokomatpro/augmented-feedback/>
5. AutoAmbulator. *Http://www.deaconess.com* [online]. [cit. 2016-04-10]. Dostupné z: <http://www.deaconess.com/HealthsouthDeaconessHospital/Advanced-Technology/AutoAmbulator.aspx>
6. *Bionic exoskeleton could transform lives of paraplegics* [online]. Spojené Království: Eureka magazine, 2012 [cit. 2016-04-12]. Dostupné z: <http://www.eurekamagazine.co.uk/design-engineering-features/technology/bionic-exoskeleton-could-transform-lives-of-paraplegics/45464/>
7. *Biomechanikachůze* [online]. In:[cit. 2016-04-1].
Dostupné z: http://ftk.upol.cz/fileadmin/user_upload/FTK-katedry/biomechanika/APBMF_Chuze.pdf
8. BEHRMAN, A. a S. HARKEMA. *Locomotor training after human spinal cord injury: a series of case studies* [online]. Spojené státy, 2000 [cit. 2016-04-12].
Dostupné z: <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/10869131>

9. CUNADO, David, Mark S. NIXON a John N. CARTER. *Using gait as a biometric, via phase-weighted magnitude spectra.*, 93. DOI: 10.1007/BFb0015984. Dostupné také z: <http://link.springer.com/10.1007/BFb0015984>
10. ČIHÁK, Radomír. *Anatomie. 2., upr. a dopl. vyd. Ilustrace Milan Med. Praha: Grada, 2001. ISBN 80-716-9970-5.*
11. DAVID H. SUTHERLAND. [ET AL.]. *The Development of mature walking.* MacKeith Press; Philadelphia: Lippincott, 1988. ISBN 978-052-1412-216.
12. DUNGL, Pavel. *Ortopedie. 2., přeprac. a dopl. vyd. Praha: Grada, 2014. ISBN 978-80-247-4357-8.*
13. DYLEVSKÝ, Ivan. *Speciální kineziologie. 1. vyd. Praha: Grada, 2009. ISBN 978-80-247-1648-0.*
14. FIELD-FOTE, Edelle C., Stephen D. LINDLEY a Andrew L. SHERMAN. Locomotor Training Approaches for Individuals with Spinal Cord Injury. *Journal of Neurologic Physical Therapy.* 2005, **29**(3), 127-137. DOI: 10.1097/01.NPT.0000282245.31158.09. ISSN 1557-0576. Dostupné také z: <http://content.wkhealth.com/linkback/openurl?sid=WKPTLP:landingpage>
15. FIELD-FOTE, Edelle C., Stephen D. LINDLEY, Andrew L. SHERMAN a Elisangela Ferretti MANFFRA. Locomotor Training Approaches for Individuals with Spinal Cord Injury: revisão da literatura. *Journal of Neurologic Physical Therapy.* 2005, **29**(3), 127-137. DOI: 10.1097/01.NPT.0000282245.31158.09. ISSN 1557-0576. Dostupné také z: <http://content.wkhealth.com/linkback/openurl?sid=WKPTLP:landingpage>
16. HIDLER, J., D. NICHOLS, M. PELLICCIO, K. BRADY, D. D. CAMPBELL, J. H. KAHN a T. G. HORNBLY. Multicenter Randomized Clinical Trial Evaluating the Effectiveness of the Lokomat in Subacute Stroke. *Neurorehabilitation and Neural Repair.* 2008, **23**(1), 5-13. DOI: 10.1177/1545968308326632. ISSN 1545-9683. Dostupné také z: <http://nnr.sagepub.com/cgi/doi/10.1177/1545968308326632>
17. HORNBLY, T. George, David J. REINKENSMEYER a David CHEN. Manually-Assisted Versus Robotic-Assisted Body Weight-Supported Treadmill Training in Spinal Cord Injury: What Is the Role of Each? *PM.* 2010, **2**(3), 214-221. DOI: 10.1016/j.pmrj.2010.02.013. ISSN 19341482. Dostupné také z: <http://linkinghub.elsevier.com/retrieve/pii/S1934148210001383>

18. JANURA, Miroslav. *Biomechanika II*. Vyd. 1. Ostrava: Ostravská univerzita v Ostravě, 2011. ISBN 978-80-7464-044-5.
19. JUNG, J.-H., N.-G. LEE, J.-H. YOU a D.-C. LEE. Validity and feasibility of intelligent Walkbot system. *Electronics Letters*. 2009, **45**(20), 1016-. DOI: 10.1049/el.2009.0879. ISSN 00135194. Dostupné také z: <http://digital-library.theiet.org/content/journals/10.1049/el.2009.0879>
20. KAWAMOTO, Hiroaki, Kiyotaka KAMIBAYASHI, Yoshio NAKATA, et al. Pilot study of locomotion improvement using hybrid assistive limb in chronic stroke patients. *BMC Neurology*. 2013, **13**(1), 141-. DOI: 10.1186/1471-2377-13-141. ISSN 1471-2377. Dostupné také z: <http://www.biomedcentral.com/1471-2377/13/141>
21. KELLY, P. a C. PATTEN. Pilot Study of Lokomat versus manual – assisted treadmill training for locomotor recovery post - stroke. *Journal of NeuroEngineering and Rehabilitation*. 2009, **2009**(6/18), 1-11.
22. KIM, Soo-Yeon, Li YANG, In Jae PARK, et al. Effects of Innovative WALKBOT Robotic-Assisted Locomotor Training on Balance and Gait Recovery in Hemiparetic Stroke: A Prospective, Randomized, Experimenter Blinded Case Control Study With a Four-Week Follow-Up. *IEEE Transactions on Neural Systems and Rehabilitation Engineering*. 2015, **23**(4), 636-642. DOI: 10.1109/TNSRE.2015.2404936. ISSN 1534-4320. Dostupné také z: <http://ieeexplore.ieee.org/lpdocs/epic03/wrapper.htm?arnumber=7078908>
23. KOLÁŘ, Pavel. *Rehabilitace v klinické praxi*. 1. vyd. Praha: Galén, c2012. ISBN 978-80-7262-657-1.
24. KRÍŽ, J., P. KÁFUŇKOVÁ, B SCHREIER a P. KOLÁŘ. Trénink lokomoce v závěsu u pacientů po poranění míchy. *Česká a Slovenská neurologie a neurochirurgie*. 2010, **2010**(2), 124- 130.
25. LANG, Michal. *Vliv pravidelného tréninku v Lokomat systému na změnu stereotypu chůze u pacientů po CMP*. Praha, 2011. Diplomová práce. Univerzita Karlova. Vedoucí práce Jitka Čemusová.
26. LEFEBER, Dirk. *ALTACRO: Step Rehabilitation Robot* [online]. Belgie: Univerzita Vrije, 2012 [cit. 2016-04-19]. Dostupné z: <http://mech.vub.ac.be/multibody/topics/altacro.htm>
27. Lokomat Pro Brochure. In: *Hocoma* [online]. Švýcarsko, 2016 [cit. 2016-03-20]. Dostupné z:

- https://www.hocoma.com/fileadmin/user/Dokumente/Lokomat/bro_LokomatPro_141008_en.pdf
28. LocomatPRO. In: *Hocoma* [online]. Švýcarsko, 2016 [cit. 2016-03-20]. Dostupné z: <https://www.hocoma.com/world/en/products/lokomat/lokomatpro/freed-module-new/#>
29. *Lokohelp* [online]. Německo: Woodway, 2015 [cit. 2016-04-19]. Dostupné z: <http://www.woodway.de/medicaltreadmills/medicaltreadmills.html>
30. *Lopes* [online]. University of Twente, 2016 [cit. 2016-03-20]. Dostupné z: <https://www.utwente.nl/ctw/bw/RESEARCH/PROJECTS/LOPES/INDEX.HTML>
31. LOW, K. H., X. LIU a H. YU. Design and implementation of NTU wearable exoskeleton as an enhancement and assistive device. *Applied Bionics and Biomechanics*. 2006, **3**(3), 209-225. DOI: 10.1533/abbi.2006.0030. ISSN 1176-2322. Dostupné také z: <http://www.tandfonline.com/doi/abs/10.1533/abbi.2006.0030>
32. MARCHAL-CRESPO, Laura, Mark VAN RAAI, Georg RAUTER, Peter WOLF a Robert RIENER. The effect of haptic guidance and visual feedback on learning a complex tennis task. *Experimental Brain Research*. 2013, **231**(3), 277-291. DOI: 10.1007/s00221-013-3690-2. ISSN 0014-4819. Dostupné také z: <http://link.springer.com/10.1007/s00221-013-3690-2>
33. MARCHAL – CRESPO, Laura, Jasmin SCHNEIDER, Lukas JAEGER a Robert RIENER. Learning a locomotor task: with or without errors? *Journal of NeuroEngineering and Rehabilitation*. 2014, **11**(1), 25-. DOI: 10.1186/1743-0003-11-25. ISSN 1743-0003. Dostupné také z: <http://www.jneuroengrehab.com/content/11/1/25>
34. MICHAEL W. WHITTLE. *Gait analysis: an introduction*. 4th ed. Edinburgh: Butterworth-Heinemann, 2007. ISBN 978-075-0688-833.
35. MORRISON, Sarah A. a Deborah BACKUS. Locomotor Training: Is Translating Evidence Into Practice Financially Feasible? *Journal of Neurologic Physical Therapy*. 2007, **31**(2), 50-54. DOI: 10.1097/NPT.0b013e3180690679. ISSN 1557-0576. Dostupné také z: <http://content.wkhealth.com/linkback/openurl?sid=WKPTLP:landingpage>

36. PARKER, N. a D. BUĞDAYCI. *Lokomat: a therapeutic chance for patients with chronic hemiplegia* [online]. Turecko, **2014**, 1 [cit. 2016-04-12]. DOI: 10.3233/NRE-141054. Dostupné z: <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/24463231>
37. PERRY, J. *Gait analysis: normal and pathological function*. USA: SLACK Incorporated, 1992. ISBN 978-1556427664.
38. *Phoenix* [online]. 2016 [cit. 2016-04-12]. Dostupné z: <http://www.suitx.com/phoenix>
39. Příručka pro uživatele. : *Příručka pro verzi softwaru 5.03*. Curych: Hocoma, 2009.
40. REINKENSMEYER, D. J., AOYAGI, D., W.E. ICHINOSE, S. J. HARKEMA a J.E. BOBROW. A Robot and Control Algorithm That Can Synchronously Assist in Naturalistic Motion During Body-Weight-Supported Gait Training Following Neurologic Injury. *IEEE Transactions on Neural Systems and Rehabilitation Engineering*. 2007, **15**(3), 387-400. DOI: 10.1109/TNSRE.2007.903922. ISSN 1534-4320. Dostupné také z: <http://ieeexplore.ieee.org/lpdocs/epic03/wrapper.htm?arnumber=4303096>
41. 'Rewalk' bionic legs get FDA approval [online]. Austrálie: news.com.au, 2011 [cit. 2016-04-12]. Dostupné z: <http://www.news.com.au/technology/rewalk-bionic-legs-get-fda-approval/story-e6frfro0-1225989332272>
42. *Robot Assisted Recovery and Rehabilitation: Lokomat* [online]. WordPress, 2013 [cit. 2016-04-19]. Dostupné z: <https://walterfarah.wordpress.com/tag/robot-assisted-recovery-and-rehabilitation-healthcare-and-medical-robotics/>
43. ROSE, Jessica a James Gibson GAMBLE. *Human walking*. 3rd ed. Philadelphia: Lippincott Williams, c2006. ISBN 07-817-5954-4.
44. SCHIEBER, M., GODFREY, S. B., HOLLEY, LUM, THAKOR. Evaluation of HEXORR Tone Assistance Mode Against Spring Assistance. *IEEE Transactions on Neural Systems and Rehabilitation Engineering*. 2015, **23**(4), 610-617. DOI: 10.1109/TNSRE.2015.2398933. ISSN 1534-4320. Dostupné také z: <http://ieeexplore.ieee.org/lpdocs/epic03/wrapper.htm?arnumber=7031436>
45. SCHMIDT, Henning, Cordula WERNER, Rolf BERNHARDT, Stefan HESSE a Jörg KRÜGER. *Journal of NeuroEngineering and Rehabilitation*. **4**(1), 2-. DOI: 10.1186/1743-0003-4-2. ISSN 17430003. Dostupné také z:

<http://www.jneuroengrehab.com/content/4/1/2>

46. SCHMIDT, Henning, Stefan HESSE, Rolf BERNHARDT a Jörg KRÜGER. HapticWalker a novel haptic foot device. *ACM Transactions on Applied Perception*. 2005, **2**(2), 166-180. DOI: 10.1145/1060581.1060589. ISSN 15443558. Dostupné také z: <http://portal.acm.org/citation.cfm?doid=1060581.1060589>
47. SPAČILOVÁ, L. *Sborník abstraktů. absolventská konference Katedry fyzioterapie Fakulty tělesné kultury: sborník abstraktů odborné konference konané ve dnech v Olomouci*. Olomouc: Univerzita Palackého v Olomouci, 2006. ISBN 80-244-1369-8.
48. Technical Data Lokomat Pro. In: *Hocoma* [online]. Švýcarsko, 2016 [cit. 2016-03-20]. Dostupné z: https://www.hocoma.com/fileadmin/user/Dokumente/Lokomat/TECH_L6_1403_17_en.pdf
49. USTINOVA, Ksenia, Ludmila CHERNIKOVA, Anna BILIMENKO, Alexandr TELENKOV a Nancy EPSTEIN. Effect of robotic locomotor training in an individual with Parkinson's disease: a case report. *Disability and Rehabilitation: Assistive Technology*. 2011, **6**(1), 77-85. DOI: 10.3109/17483107.2010.507856. ISSN 1748-3107. Dostupné také z: <http://www.tandfonline.com/doi/full/10.3109/17483107.2010.507856>
50. VALMASSY, Ronald L. *Clinical biomechanics of the lower extremities*. St. Louis: Mosby, 1996. ISBN 08-016-7986-9.
51. VAN KAMMEN, Klaske, Annemarijke BOONSTRA, Heleen REINDERS-MESSELINK, Rob DEN OTTER a Jeffrey M. HADDAD. The Combined Effects of Body Weight Support and Gait Speed on Gait Related Muscle Activity: A Comparison between Walking in the Lokomat Exoskeleton and Regular Treadmill Walking. *PLoS ONE*. 2014-9-16, **9**(9), e107323. DOI: 10.1371/journal.pone.0107323. ISSN 1932-6203. Dostupné také z: <http://dx.plos.org/10.1371/journal.pone.0107323>
52. VAŘEKA, Ivan a Renata VAŘEKOVÁ. *Kineziologie nohy*. 1. vyd. Olomouc: Univerzita Palackého v Olomouci, 2009. ISBN 978-80-244-2432-3.
53. VAUGHAN, Christopher L, Brian L DAVIS a Jeremy C O'CONNOR. *Dynamics of human gait*. Champaign, Ill.: Human Kinetics Publishers, c1992. ISBN 08-732-2371-3.

54. VÉLE, František. *Kineziologie: přehled klinické kineziologie a patokineziologie pro diagnostiku a terapii poruch pohybové soustavy*. Vyd. 2., (V Tritonu 1.). Praha: Triton, 2006. ISBN 80-725-4837-9.
55. VÍTEČKOVÁ, Slávka, Marcel JIŘINA a Radim KRUPÍČKA. *Exoskelety a aktivní ortézy dolních končetin: přehled*. 2011, **18**(3+4). ISSN 1212-4575.
56. *Walkbot* [online]. Korea: P&S Mechanics - Co., Ltd., 2015 [cit. 2016-04-19]. Dostupné z:
<http://walkbot2015.cafe24.com/kor/project/wcpt-2015/?ckattempt=1>
57. WESTLAKE, Kelly P a Carolynn PATTEN. Pilot study of Lokomat versus manual-assisted treadmill training for locomotor recovery post-stroke. *Journal of NeuroEngineering and Rehabilitation*. 2009, **6**(1), 18-. DOI: 10.1186/1743-0003-6-18. ISSN 1743-0003. Dostupné také z:
<http://www.jneuroengrehab.com/content/6/1/18>
58. *What's HAL* [online]. Japonsko: Cyberdyne, 2016 [cit. 2016-04-19]. Dostupné z:
<http://www.cyberdyne.jp/english/products/HAL/index.html>

11 Přílohy

Příloha 1: Informovaný souhlas (vzor)

INFORMOVANÝ SOUHLAS

Prohlášení odpovědného zaměstnance:

V souladu se Zákonem o zdravotních službách č. 372/2011 a Úmluvou o lidských právech a biomedicině č. 96/2001, Vás žádám o souhlas k vyšetření a následné terapii. Dále Vás žádám o souhlas k nahlížení do Vaší dokumentace osobou získávající způsobilost k výkonu zdravotnického povolání (studenta) v rámci praktické výuky a s uveřejněním výsledků terapie v rámci bakalářské práce na 1. LF UK. Součástí práce bude i fotodokumentace a videozáznam. Proto Vás žádám i o souhlas s pořízením fotografií a videozáznamu a jejich prezentací v bakalářské práci. Vaše osobní data v této studii nebudou uvedena.

Datum:

Osoba, která provedla poučení:

Podpis osoby, která provedla poučení:

Prohlášení studentky:

Prohlašuji, že veškeré informace získané pro účely mé bakalářské práce, budu považovat za důvěrné. Dále prohlašuji, že v práci neuvedu žádné údaje, které by mohly vést k identifikaci pacienta (jméno, rodné číslo apod.)

Datum:

Studentka:

Podpis:

Prohlášení pacienta:

Dnešního dne jsem byl(a) odborným pracovníkem poučen(a) o plánovaném vyšetření a následné terapii pro účely bakalářské práce. Prohlašuji a svým dále uvedeným vlastnoručním podpisem potvrzuji, že odborný pracovník, který mi poskytl poučení, mi osobně vysvětlil vše, co je obsahem tohoto písemného informovaného souhlasu, a měl(a) jsem možnost klást mu otázky, na které mi řádně odpověděl.

Prohlašuji, že jsem informacím plně porozuměl(a) a výslovně souhlasím s provedením vyšetření a následnou terapií.

Souhlasím s nahlížením výše jmenovaného studenta(ky) do mé dokumentace pod dohledem odborného pracovníka a s uveřejněním výsledků vyšetření a terapie v bakalářské práci. Dále souhlasím s pořízením fotodokumentace a její prezentací v této práci.

Datum:

Pacient(ka):

Vlastnoruční podpis pacienta(ky):

POUČENÍ

Název práce: Využití robotických systému pro nácvik chůze v neurorehabilitaci.

Studentka:

Informace o bc. práci:

V bakalářské práci bude formou kazuistiky zpracována problematika využití systému Lokomat u pacientů s neurologickým onemocněním.

Co bude zpracování práce znamenat pro pacienta

Pacientovi bude studentkou odebrána anamnéza, bude vyšetřen, zpracován jeho krátkodobý a dlouhodobý rehabilitační plán. Pacient absolvuje terapii na systému Lokomat dle schématu používaném v RÚ Kladruby. Po provedené sérii bude pacient opět vyšetřen. Studentka bude, v případě souhlasu pacienta, pořizovat fotodokumentaci a videozáznam prováděné terapie.

Předvídatelná rizika během práce

Z hlediska klinického vyšetření a standardní terapie vyplývají pro pacienta(ku) standardní rizika, se kterými je seznámen před započítím terapie na Lokomatu, pro kterou musí podepsat informovaný souhlas.

Zpracování osobních údajů

Pro zpracování práce nebudou použity osobní identifikační údaje. Nebude uvedeno jméno pacienta(ky) ani jeho rodné číslo. K práci budou využívána pouze obecná data o věku, pohlaví, diagnóze pacienta a odebrána jeho anamnéza.

Příloha 2: Funkční svalový test M. L. vstupní

Dex.		Funkční svalový test			Sin.
01.02.2016	Pohyb	Sval	Periferní inervace	Segment. Inervace	01.02.2016
4+	Flexe sunutím	m. sternocleido-mastoideus	n. accessorius	n. XI	4+
4+	Flexe obloukem	mm. scalene	Plexus cervic.	C3 – 8	4+
4+	Extense	m. trapezius (horní část)	n. accessorius	n. XI	4
4+	Abdukce	m. serratus anterior	n. thoracicus	C5 – 7	4
4	Abdukce s rotací	mm. rhomboidei mnr. et mjr.; m. trapezius pars medialis	Dorsalis scapulae Plexus cervic.	C4 - 5 C2 – 4	4
5	Elevace	m. trapezius pars cran.	n.accessorius	C2-4	4+
4	Deprese	m. trapezius pars caud.	Plexus cervic.	C2 – 4	4
5	Anteflexe	m. deltoideus pars ant. m. coracobrachialis	n.axillaris n. musculo-locutaneus	C5 - 6 C6 - 7	5
4	Retroflexe	m. latissimus dorsi	n.thoracodorsalis	C6 - 8	4

4	Abdukce	m. deltoideus pars med.; m. supraspinatus	n. axillaris n. suprascapularis	C5 - 6	4
4	Abdukce v horizont. rovině	m. deltoideus pars post.	n. axillaris	C5 - 6	4
5	Addukce v horizont. rovině	m. pectoralis mjr.	n. thoracici vent.	C5 - Th1	5
4	Rotace ext.	m. infraspinatus; m. teres mnr.	n. suprascapularis, n. axillaris	C5 - 6	4
4	Rotace int.	m. subscapularis; m. teres mjr.	n. subscapularis	C5 - 6	4
5	Flexe	m. biceps; m. brachii; m. brachioradialis	n. radialis, n. musculocutaneus	C5 - 6	5
5	Extense	m. triceps brachii	n. radialis	C7 - 8	5
5	Supinace	m. supinator; m. biceps brachii	n. musculocutaneus, n. radialis	C5 - 6	5
5	Pronace	m. pronator teres; m. pronator quadratus	n. medianus	C6 - 8 Th1	5
4+	Flexe s rad. dukcí	m. flexor carpi rad.	n. medianus	C6 - 7	5
4+	Flexe s uln. dukcí	m. flexor carpi uln.	n. ulnaris	C8 - Th1	4+

4	Extense s rad. dukcí	m. extensor carpi rad. longus et brevis	n. radialis	C6 - 7	5
4	Extense s uln. dukcí	m. extensor carpi ulnaris	n. radialis	C7 - 8	5
3+	opozice	m. opponens pollici	n. medianus	C6 - 7	3+
4	Flexe MP	m. flexor poll. brevis	n. medianus	C6 - Th1	4+
4+	Flexe IP	m. flexor pollicis longus	n. ulnaris	C7 - Th1	4+
4	Extense MP	m. extenzor pol- lici brevis	n. medianus	C7	4
4	Extense Ip	m. extenzor pol- lici longus	n. radialis	C7	4
4	Abdukce	mm. abductor pollicis longus et brevis	n. medianus n. radialis	C6 - 7 C7 - 8	4
4	Addukce	m. adductor pol- licis	n. ulnaris	C8	4
3+	Flexe	m. rectus abdom- inis	n. intercostalis	Th6 - 12	3+
3+	Extenze lumbální	m. iliocostalis; m. quadratus lumborum	rr. dorsalis n. spin.; Plexus lumbalis	C3 - L1 Th12 - L2	4
3	Rotace	mm. obliquas ext. et int. ab- dominis	nn. inter- costalis	Th5 - 11	3+

3	Elevace pánve	m. quadratus lumborum	Plexus lum- balis	Th12 - L2	3
3	Flexe	m. iliopsoas	Plexus lum- balis Femoralis	L1 - 4 L2 - 4	3
1	Extense	m. gluteus ma- ximus; m. flexory kole- ne	n. gluteus inferior. n. tibialis	L5 - S2 L3 - S3	2
2	Abdukce	m. gluteus mini- mus, medius; m. tensor fasciae latae	n. gluteus superior	L4 - S1	1
3	Addukce	Adductores; m. semimembran- osus, m. semiten- dinosus	n. tibialis	L3 - S2	2
0	Rotace zevní	m. obturator ext.	n.obturatorius	L2 - 4	1
2	Rotace vnitřní	mm. gluteus mi- nimus, medius; m. tensor fasciae latae	n. gluteus superior	L4 - S1	1
3+	Flexe	m. biceps femo- ris; m. semitendi- nosus; m. semimembran- osus	n. tibialis	L5 - S2	3+

2	Extense	m. quadriceps femoris	n. femoralis	L2 - 4	1
1	Flexe plant. při flexi kolene	m. soleus	n. tibialis	L4 - S2	1
2	Flexe plant. při extensi kolene	m. triceps surae	n. tibialis	L4 - S2	2
2	Inverse a dorsální flexe	m. tibialis ant.	n. peroneus prof.	L4 - 5	2
2	Inverse z flexe	m. tibialis post.	n. tibialis	L5 - S1	2
1	Everse	m. peronei	n. peroneus	L5 - S1	1
1	Flexe	m. flexe hallucis long.; brev.	n. tibialis lat. a med. plantaris	L5 - S2 S1 - S2	1+
1	Extense	m. extensor hall. Longus	n. peroneus prof.	L4 - S1	1

Příloha 3 – Funkční svalový test M. L. výstupní

Dex.		Funkční svalový test	Sin.	
10. 3. 16	13. 4. 16	Sval	10. 3. 16	13. 4. 16
3+	4	m. rectus abdominis	3+	4
3+	3+	m. iliocostalis; m. quadratus lumborum	4	3+
3	3+	mm. obliquas ext. et int. abdominis	3+	3+
3	4	m. quadratus lumborum	3	4
3	4+	m. iliopsoas	3	4+
1	3+	m. gluteus maximus; m. flexory kolene	2	3+
2	3+	m. gluteus minimus, me- dius; m. tensor fasciae latae	1	3+
3	3+	Adductores; m. semi- membranosus, m. se- mitendinosus	2	3+
0	2	m. obturator ext.	1	2
2	3	mm. gluteus minimus, medius; m. tensor fasciae latae	1	2
3+	4	m. biceps femoris; m. semitendinosus; m. sem- imembranosus	3+	4

2	4+	m. quadriceps femoris	1	4+
1	3	m. soleus	1	3
2	4	m. triceps surae	2	4
2	3	m. tibialis ant.	2	3
2	3	m. tibialis post.	2	3
1	3	m. peronei	1	3+
1	2	m. flexe hallucis long.; brev.	1+	2
1	2	m. extensor hall. Longus	1	2

Příloha 4 – Funkční svalový test Z. P. vstupní

Dex.		Funkční svalový test			Sin.
01.02. 2016	Pohyb	Sval	Periferní inervace	Segment.linervace	01.02 2016
4+	Flexe sunutím	m.sternocleidomastoid eus	n. accessories	n. XI	4+
4+	Flexe obloukem	mm. scalene	Plexus cervic.	C3 - 8	4+
4	Extense	m. trapezius (horní část)	n. accessories	n. XI	4
3	Abdukce	m. serratus anterior	n. thoracius	C5 - 7	3
2+	Abdukce s rotací	mm. rhomboidei mnr. et mjr.; m. trapezius pars medialis	Dorsalis scapu - lae Plexus cervic.	C4 - 5 C2-4	3+
3+	Elevace	m. trapezius pars cran.	n. accessories	C2 - 4	3+
3	Deprese	m. trapezius pars caud.	Plexus cervic.	C2 - 4	3
5	Anteflexe	m. deltoideus pars ant. m. coracobrachialis	n. axillaris n. muschulocu- taneus	C5 - 6 C6 - 7	5
4	Retroflexe	m. latissimus dorsi	n. thoracodorsa lis	C6 - 8	4
4	Abdukce	m. deltoideus pars med.; m. supraspinatus	n. axillaris n. suprascapula ris	C5 - 6	4
4	Abdukce v horizont. Rovině	m. deltoideus pars post.	n. axillaris	C5 - 6	4
5	Addukce v horizont, rovině	m. pectoralis mjr.	n. thoracici vent.	C5 - Th1	5
4	Rotace ext.	m. infraspinatus; m.	n. suprascapula	C5 - 6	4

		teres mnr.	ris n. axilaris		
4	Rotace int.	m. subscapularis; m. teres mjr.	n.subscapularis	C5 - 6	4
5	Flexe	m. biceps; m. brachiapis; m. brachioradialis	n.radialis n. musculocuta neus	C5 - 6	5
5	Extense	m. triceps brachii	n. radialis	C7 - 8	5
5	Supinace	m. supinator; m. biceps brachi	n. musculocuta neus n. radialis	C5 - 6	5
5	Pronace	m. pronator teres; m. pronator quadratus	n. medianus	C6 - 8 Th1	5
4+	Flexe s rad. Dukcí	m. flexor carpi rad.	n. medianus	C6 - 7	5
4+	Flexe s uln. dukčí	m. flexor carpi uln.	n. ulnaris	C8 - Th1	4+
4	Extense s rad. Dukcí	m. extensor carpi rad. longus et brevis	n. radialis	C6 - 7	5
4	Extense s uln. dukčí	m. extensor carpi ulnaris	n.radialis	C7 - 8	5
3	opozice	m. opponens pollicis	n. medianus	C6 - 7	3
4	Flexe MP	m. flexor poll. brevis	n. medianus	C6 - Th1	4+
4+	Flexe IP	m. flexor pollicis longus	n. ulnaris	C7 - Th1	4+
4	Extense MP	m. extenzor pollicis brevis	n. medianus	C7	4
4	Extense Ip	m. extenzor pollicis longus	n.radialis	C7	4
4	Abdukce	mm. abductor pollicis longus et brevis	n. medianus n. radialis	C6 - 7 C7 - 8	4
4	Addukce	m. adductor pollicis	n. ulnaris	C8	4
-	Flexe	m. rectus abdominis	n.intercostalis	Th6 - 12	-

- Sp	Extenze lumbální	m. iliocostalis; m. quasratus lumborum	rr. dorsales n. spin.; Plexus lumbalis	C3 - L1 Th12 - L2	- Sp
2 Sp	Rotace	mm. obliquas ext. et int. abdominis	nn. intercostalis	Th5 - 11	2 Sp
3 Sp	Elevace pánve	m. quadratus lumborum	Plexus lumbalis	Th12 - L2	2 Sp
3 Sp	Flexe	m. iliopsoas	Plexus lumbalis Femoralis	L1 - 4 L2 - 4	3 Sp
1 Sp	Extense	m. gluteus maximus; m. flexory kolene	n. gluteus inferior. n. tibialis	L5 - S2 L3 - S3	0 Sp
0 Sp	Abdukce	m. gluteus minimus, medius; m. tensor fasciae latae	n. gluteus superior	L4 - S1	0 Sp
3 Sp	Addukce	Adductores; m. semimembranosus, m. semitendinosus	n. tibialis	L3 - S2	2 Sp
0 Sp	Rotace zevní	m. obturator ext.	n. obturatorius	L2 - 4	1 Sp
2 Sp	Rotace vnitřní	mm. gluteus minimus, medius; m. tensor fasciae latae	n. gluteus superior	L4 - S1	1 Sp
3 Sp	Flexe	m. biceps femoris; m. semitendinosus; m. semimembranosus	n. tibialis	L5 - S2	2 Sp
1 Sp	Extense	m. quadriceps femoris	n. femoralis	L2 - 4	0 Sp
1 Sp	Flexe plant. při flexi kolene	m. soleus	n. tibialis	L4 - S2	0 Sp
0	Flexe plant.	m. triceps surae	n. tibialis	L4 - S2	0

Sp	při extensi kolene				Sp
0 Sp	Inverse a dorsální flexe	m. tibialis ant.	n. peroneus prof.	L4 - 5	0 Sp
0 Sp	Inverse z flexe	m. tibialis post.	n. tibialis	L5 - S1	0 Sp
0 Sp	Everse	m. peronei	n. peroneus	L5 - S1	0 Sp
- Sp	Flexe	m. flexe hallucis long.; brev.	n. tibialis lat. a med. plantaris	L5 - S2 S1 - S2	- Sp
- Sp	Extense	m. extensor hall. Longus	n. peroneus prof.	L4 - S1	- Sp
- Sp	Flexe MP	mm. lumbricalis II; mm. lumbricalis III, IV, V	n. plantaris med. n. plantaris lat.	L5 - S1 S1 - 2	- Sp
- Sp	Flexe IP1	m. flexor digg. brevis	n. plantaris tib.	L5 - S1	- Sp
- Sp	Flexe IP2	m. flexor digg. longus	n. tibialis	L5 - S1	- Sp
- Sp	Extense	m. extensor digg. long. et brev.	n. peroneus	L4 - S1	- Sp
	Abdukce	mm. interossei dorsales; m. adductor hallucis	n. plantaris lat.	S1 - 2	
	Addukce	mm. interossei plantares; m. adductor hallucis	n. plantaris lat.	S1 - 2	

Příloha 5 – Funkční svalový test Z. P. výstupní

Dex.				Sin.
01.02.2016	24.02.2016	Sval	01.02.2016	24.02.2016
4+	4+	m. sternocleidomastoideus	4+	4+
4+	4+	mm. scalene	4+	4+
4	4	m. trapezius (horní část)	4	4
3	3	m. serratus anterior	3	3
2+	3+	mm. rhomboidei mnr. et mjr.; m. trapezius pars medialis	3+	4
3+	3+	m. trapezius pars cran.	3+	3+
3	3	m. trapezius pars caud.	3	3+
5	5	m. deltoideus pars ant. m. coracobrachialis	5	5
4	4	m. latissimus dorsi	4	4
4	4	m. deltoideus pars med.; m. supraspinatus	4	4
4	4	m. deltoideus pars post.	4	4
5	5	m. pectoralis mjr.	5	5
4	4	m. infraspinatus; m. teres mnr.	4	4
4	4	m. subscapularis; m. teres mjr.	4	4
5	5	m. biceps; m. brachii; m. brachioradialis	5	5
5	5	m. triceps brachii	5	5
5	5	m. supinator; m. biceps brachii	5	5

5	5	m. pronator teres; m. pronator quadratus	5	5
4+	4+	m. flexor carpi rad.	5	5
4+	4	m. flexor carpi uln.	4+	4+
4	4	m. extensor carpi rad. longus et brevis	5	5
4	4	m. extensor carpi ulnaris	5	5
3	3+	m. opponens pollicis	3	3+
4	4	m. flexor poll. brevis	4+	4+
4+	4+	m. flexor pollicis longus	4+	4+
4	4	m. extenzor pollicis brevis	4	4
4	4	m. extenzor pollicis longus	4	4
4	4	mm. abductor pollicis longus et brevis	4	4
4	4	m. adductor pollicis	4	4
-	2	m. rectus abdominis	-	2
- Sp	- Sp	m. iliocostalis; m. quasratus lumborum	- Sp	- Sp
2 Sp	2 Sp	mm. obliquas ext. et int. abdominis	2 Sp	2 Sp
3 Sp	3 Sp	m. quadratus lumborum	2 Sp	3 Sp
3 Sp	3+ Sp	m. iliopsoas	3 Sp	3 Sp
1 Sp	1 Sp	m. gluteus maximus; m. flexory kolene	0 Sp	1 Sp
0 Sp	1 Sp	m. gluteus minimus, medius; m. tensor fasciae latae	0 Sp	1 Sp
3 Sp	3 Sp	Adductores; m. semimembranosus, m. semitendinosus	2 Sp	2 Sp

0 Sp	1 Sp	m. obturator ext.	1 Sp	1 Sp
2 Sp	2 Sp	mm. gluteus minimus, medius; m. tensor fasciae latae	1 Sp	1 Sp
2 Sp	3+ Sp	m. biceps femoris; m. semitendinosus; m. semimembranosus	1 Sp	2+ Sp
1 Sp	2 Sp	m. quadriceps femoris	0 Sp	1+ Sp